Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik
der Freien Universität Berlin im Klinikum Steglitz
Direktor: Prof. Dr. med. Hermann Franke

Die Hemialloarthroplastik bei der medialen Schenkelhalsfraktur

– Grundlagen und Frühergebnisse –

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Marno Braunsdorf

aus Berlin

1975

Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik
der Freien Universität Berlin im Klinikum Steglitz
Direktor: Prof. Dr. med. Hermann Franke

Die Hemialloarthroplastik bei der medialen Schenkelhalsfraktur

– Grundlagen und Frühergebnisse –

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der medizinischen Doktorwürde
an den Medizinischen Fachbereichen
der Freien Universität Berlin

vorgelegt von

Marno Braunsdorf

aus Berlin

Referent: Professor Dr. med. R. Häring
Korreferent: Professor Dr. med. G. Friedebold

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fachbereiche
der Freien Universität Berlin

Promoviert am: 21.1.1975

INHALTSVERZEICHNIS

1. Die Geschichte der Hüftalloarthroplastik

2. Der derzeitige Stand der Hüftalloarthroplastik

2.1 Die Kopfendoprothesen
2.2 Die Kopf-Halsendoprothesen
2.3 Der totale Hüftgelenksersatz

3. Zum Problem der Fremdstoffimplantation

3.1 Palacos
3.11 Chemie des Palacos
3.12 Thermische Schäden bei der Implantation von Palacos
3.13 Die Toxicität des Palacos
3.14 Die biologische Reaktion des Lagergewebes auf Palacos
3.15 Palacos unter Verwendung von Antibiotika

3.2 Protasul
3.21 Chemische und physikalische Eigenschaften des Protasul
3.22 Die biologische Reaktion des Lagergewebes auf Abriebteilchen des Protasul

4. Biologische Grundlagen der Hüftalloarthroplastik

4.1 Die Anatomie des Hüftgelenks
4.2 Die Mechanik des coxalen Femurendes
4.3 Die pathologische Anatomie bei der medialen Schenkelhalsfraktur

5. Die Behandlung der medialen Schenkelhalsfraktur

5.1 Die konservativen Verfahren
5.2 Die operativen Verfahren
5.3 Indikationen und Kontraindikationen zur Hemialloarthroplastik
5.4 Die Operationstechnik bei der Hüftalloarthroplastik

6. Komplikationen und Fehler bei der Hemialloarthroplastik

6.1 Fehlerhafte Indikationsstellung
6.2 Die intraoperativen Komplikationen
6.3 Die Frühkomplikationen
6.4 Die Spätkomplikationen

7. Eigene Untersuchungen

7.1 Untersuchungsergebnisse
7.2 Diskussion der Ergebnisse
7.3 Kasuistik

8. Zusammenfassung

9. Literatur

1. Die Geschichte der Hüftalloarthroplastik

Die Geschichte der Alloarthroplastik der erkrankten Hüfte reicht bis in die Mitte des vorigen Jahrhunderts. Bereits 1840 hatte CARNOCHAN eine Holzplatte in ein erkranktes Hüftgelenk eingelegt, um so seine gestörte Funktion zu verbessern. Der Versuch, arthrotische, schmerzhafte Hüftleiden operativ zu beeinflussen, wurde durch Arbeiten von OLLIER, HELFERIG und MIKULICZ befruchtet (18). Diese Autoren versuchten damals das erste Mal durch Interposition von Weichteilen wie Fettlappen, gestielte Muskelpräparate oder freie Fascienlappen weitgehend zerstörte Hüftgelenke zu rekonstruieren. Diese Versuche sind später durch LEXER systematisiert worden (100, 101). Häufig kam es hierbei zu Mißerfolgen durch Nekrosebildung, Infektion oder Resorption des Interponats.

Den ersten ernsthaften Versuch, ein defektes Gelenk durch einen alloarthroplastischen Eingriff zu ersetzen, machte GLUCK (59). 1890 veröffentlichte er eine Arbeit, in der er den Ersatz eines posttuberkulös ankylosierten Kniegelenkes durch eine Elfenbein-Endoprothese vorschlug (Abb. 1). Nach Resektion der Gelenkenden sollte diese mittels einer von ihm angegebenen speziellen Leimsubstanz in den resezierten Knochenanteilen verankert werden. Viele Anhänger hat diese Methode damals nicht gefunden. Ebenso erfolglos war das Vorgehen von PÉAN, der 1894 eine Metallplatte in ein Hüftgelenk einsetzte. Um die Jahrhundertwende führte CHLUMPSKI eine Reihe von Untersuchungen mit körperfremden Materialien durch. Weder die von ihm verwandten Metalle wie Zink und Magnesium noch Zelluloid, Gummiplatten und entkalkte Knochen genügten den Anforderungen für eine Alloarthroplastik. 1902 setzte Robert RONES mit Erfolg eine Goldplatte in ein Hüftgelenk ein. Das Ergebnis war erstaunlich. Noch 21 Jahre später soll eine zufriedenstellende Funktionsfähigkeit der operierten Hüfte zu beobachten gewesen sein. Dieser Erfolg war aber bei weiteren Versuchen nicht reproduzierbar (18).

Als man feststellte, daß Autoplastiken aus mesenchymalem Gewebe den starken Belastungen im Hüftgelenk nicht gewachsen waren und zwangsläufig zu Fehlschlägen führen mußten, setzte

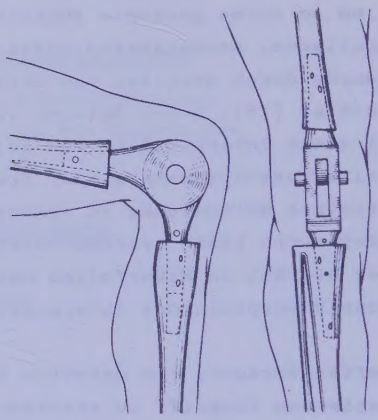

Abb. 1 Die Kniegelenksendoprothese von GLUCK (59). Beschreibung im Text.

man die Hoffnung auf körperfremde Materialien. Entscheidende Fortschritte im Ersatz erkrankter Gelenke konnte aber erst nach Einführung der Aseptik durch von BERGMANN und durch die Fortschritte der Anästhesie erzielt werden. Darüber hinaus war die Entwicklung der Metallurgie und der materialkundlichen Erfahrungen in biologischer Hinsicht der wohl entscheidenste Faktor für die Entwicklung der Endoprothetik.

Der bekannte Chirurg SMITH-PETERSEN verwandte bereits 1917 an Stelle von Fettinterponaten Fremdmaterial für die von ihm entwickelte Muldenarthroplastik der Hüfte. Der schadhafte Hüftkopf wurde reseziert und eine Kappe beweglich zwischen Hüftpfanne und Schenkelhalsstumpf eingesetzt. SMITH-PETERSEN (153,154) nannte daher seine Muldenarthroplastik "Hip-Cup".

Der große Nachteil dieser Methode war die Beweglichkeit des Interpositums. Dies führte zu ständiger mechanischer Reizung, in deren Gefolge starke fibrinöse Proliferationen und Kalzifizierungen des umliegenden Gewebes auftraten. Wegen erheblicher Schmerzen und Kontrakturen ist die Muldenarthroplastik dann verlassen worden.

SMITH-PETERSEN (153,154) verwandte für seinen "Hip-Cup" zunächst Glas, dann Pyrexglas oder Bakelit. Vom Jahre 1931 ab benutzte er Vitallium. Es hatte sich gezeigt, daß dieses Metall als einziges von den bisher verwandten Materialien keine Reizzustände im anliegenden Gewebe auslöste. Darüber hinaus hat es den Vorzug großer Widerstandsfähigkeit. 1938 wurden durch die grundlegenden Arbeiten von VENABLE und STUCK (174) über die Verwendung von Metallen, insbesondere von Vitallium, in der Chirurgie der Hüftleiden große Fortschritte erzielt. 1939 konnten SMOOK und GAILLARD (18) nachweisen, daß das Vitallium das Metall der Wahl bei der Fabrikation der Alloarthroplastiken war, da es wegen seiner raschen Depolarisation nahezu elektrisch indifferent ist. Die Verwendung des Vitalliums beim Hüftgelenksersatz hatte sich aber weder national noch international völlig durchgesetzt.

1944 hatten die Brüder JUDET (84,85,86) erstmals eine reine Kopfendoprothese aus Plexiglas erarbeitet (Abb. 2). Nach sehr guten Anfangserfolgen, die der Methode einer schnellen Verbreitung verhalfen, stellten sich dann aber große Mißerfolge ein (96). Es zeigte sich, daß das Plexiglas nicht in der gewünschten Weise abriebfest war und daß die feinsten Plexiglaspartikel die Naturpfanne zerstörten. Das umliegende Bindegewebe ließ eine typische Reaktion, die sog. Akrylose, erkennen. Dadurch wurden wiederum erhebliche Schmerzen im Bereich der operierten Hüfte hervorgerufen. Weitere Komplikationen ergaben sich aus der ungenügenden Bruchfestigkeit des Plexiglases. Dies führte sowohl zu Brüchen des Prothesenstiels wie auch zu Frakturen in Anteilen der Kalotte. Darüber

hinaus konnte die JUDET-Prothese aufgrund ihrer zylindrischen Form nicht rotationsstabil implantiert werden, zumal sie nicht in Richtung der Druckresultanten des Körpers eingesetzt wurde.

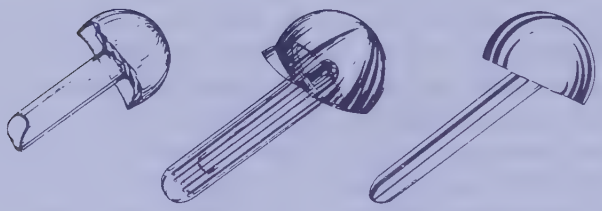

Abb. 2 Die ersten Modelle der JUDET-Prothese (147). Beschreibung im Text.

Wegen der genannten statischen Nachteile (mangelnde Bruchfestigkeit, Rotationsinstabilität, unphysiologische Druckbeanspruchung des Prothesenbettes) konstruierten die Brüder JUDET schließlich eine neue Prothese - zunächst noch aus Plexiglas -, die das Körpergewicht über eine senkrecht zur Druckresultierenden stehenden Fläche gleichmäßiger auf den Rand des Femurkopfstumpfes übertragen sollte. Da auch bei diesem Modell immer wieder das Krankheitsbild der Akrylose durch den hohen Abrieb des Plexiglases auftrat, ging man auf verschiedene Metallegierungen über. Der Prothesenstiel erhielt bei den letzten Modellen einen kreuzförmigen Querschnitt, die runde Stielform wurde aufgegeben. Da aber auch dieses Modell Lockerungstendenzen zeigte, gaben sie ihre Versuche mit ausschließlichen Kopfprothesen auf und experimentierten im folgenden mit Kopf-Hals-Prothesen (84,85,86,147).

Eine reine Kopfendoprothese, die zuweilen in der Kinderchirurgie heute noch Anwendung findet, ist das Modell von NEFF (147). Diese Prothese hat den Vorteil, daß sie rotationsstabil ist und die Basis des Kopfes belassen wird. Damit bleibt eine spätere Arthrodese möglich.

In Europa konstruierten MERLE d'AUBIGNE, GOSSET und RETTIG (140,147) ausgehend von der JUDET-Prothese neue Kopf-Hals-Modelle, die sich aber nicht durchsetzten(Abb. 3).

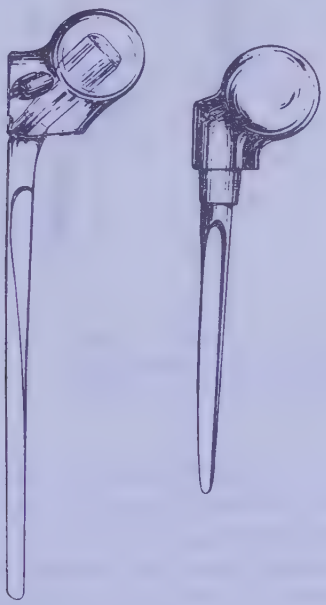

Abb. 3 Stahlarmierte Kopf-Hals-Prothesen aus Plexiglas von MERLE d'AUBIGNE, GOSSET, RETTIG (147).

In den USA wurden um 1950 nahezu gleichzeitig durch MOORE, THOMPSON und EICHER (112,113,167) Kopf-Halsendoprothesen entwickelt, die sich z.T. in ihrer unveränderten Form bis heute gehalten haben (Abb. 4). Prinzip dieser Modelle ist, daß sie alle mit dem natürlichen Pfannenknorpel artikulieren.

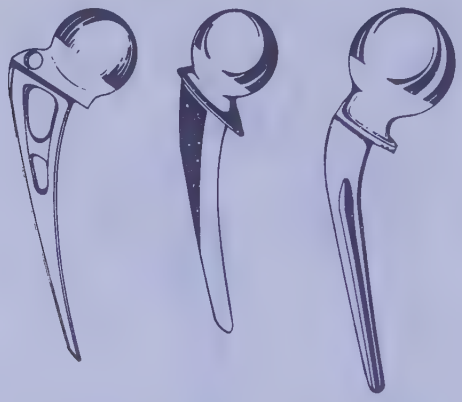

Abb. 4 Die Co-Cr-legierten Kopf-Hals-Prothesen von MOORE (a), THOMPSON (b) und EICHER (c). (147).

Nach längerer Implantationsdauer gab es bei bedenkenloser Anwendung wieder Rückschläge, besonders bei jüngeren Menschen. Es traten unerträgliche Schmerzen auf; die Hüften konnten zunehmend schlechter belastet werden, da die natürliche Pfanne durch das Metallimplantat aufgebraucht wurde. Die Weiterentwicklung zum totalen Hüftgelenksersatz war deshalb ein logischer Schritt. Entscheidend für die Indikationsstellung zur Hüftalloarthroplastik war eine Veröffentlichung von MOORE (112), in der er aufgrund der hohen Komplikationsraten bei der konservativen Behandlung der medialen Schenkelhalsfraktur vorschlug, bei alten Patienten primär die Hüftalloarthroplastik vorzunehmen.

Ein weiterer Versuch, die Komplikationen nach hüftalloarthroplastischen Eingriffen zu senken, war die Rotations-Kopf-Hals-Prothese durch CHRISTIANSEN (40)(Abb. 5). Prinzip dieser Prothese ist, daß Flexionsbewegungen über den Kopfinnenteil aus Polyäthylen laufen, während die Adduktions- und Rotationsbewegungen sich vorwiegend zwischen Endoprothesenkopf aus V4A-Stahl und natürlicher Pfanne abspielen. Aber auch bei diesem

Abb. 5 Die CHRISTIANSEN-Prothese
Beschreibung im Text (147).

Modell war die Beanspruchung und Abnutzung der Naturpfanne gerade bei jüngeren Menschen nicht aufgehoben.

Große Fortschritte hatte bereits 1951 der Versuch MC KEE's (88) gebracht. Er ersetzte die natürliche Gelenkpfanne durch Vitallium. Leider zeigte das Modell erhebliche Tendenzen zur

Lockerung, was mit Schmerzen und Belastungsunfähigkeit der operierten Hüfte einherging. MC KEE (89,90) veränderte daraufhin mehrfach seine Modelle, bis er 1956 die auch heute noch verwendete Form fand (Abb. 6).

Abb. 6 Die Co-Cr-legierte MC KEE-Prothese. Beschreibung im Text (147).

Allerdings hat die MC KEE-Prothese einen entscheidenen Nachteil: Durch ihren hohen Elastizitätsmodul treten erhebliche Druckspannungen im Gelenk auf, die zu Lockerungen der knöchernen Verankerung führen können. Ursache dafür sind die durch die Druckspannung auftretenden hohen Flächenpressungen und die daraus resultierenden kurzen Blockierungen des Gelenkes.

1960 benutzte CHARNLEY (31,33) Polymethylmethakrylat zur Befestigung der künstlichen Pfanne und des Prothesenschaftes im Knochen. Hierdurch wurde das Problem der Implantatlockerung weitgehend gelöst.

Als künstliches Material für die Pfanne diente CHARNLEY (32) zunächst Teflon. Es stellte sich aber bald heraus, daß dieser Kunststoff nicht die von ihm erwartete Abriebfestigkeit besaß. Eine Teflon-Pfanne hielt nur etwa 3 Jahre der Belastung stand, so daß man gezwungen war, andere Kunststoffe bzw. Metallegierungen zu entwickeln. 1963 ging CHARNLEY (35) dazu über, Pfannen aus hochmolekularem Polyäthylen zu verwenden. Die Abriebfestigkeit war hoch, die Elastizität entsprach weitgehend der des Knochens und des Palacos.

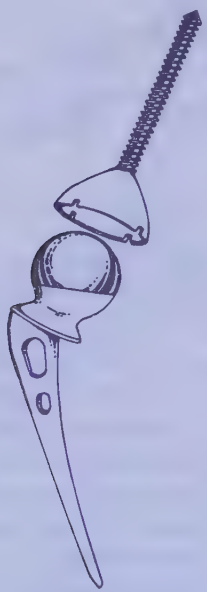

Abb. 7 Die RING-Prothese. Beschreibung im Text (147).

Aus der großen Anzahl der unterdessen konstruierten Prothesen sei noch die RING-Prothese (142) erwähnt (Abb. 7). Anknüpfend an die Versuche MC KEE's konstruierte er eine Prothese, bei der die Pfanne in eine lange Schraube ausläuft, die im Os ileum parallel zur Ileosacralfuge mit Hilfe eines Zielinstruments verankert wird (Abb. 8). 5-Jahreskontrollen bei Patienten, die diese Endoprothese tragen, zeigen bisher keine Tendenz zur Lockerung (147).

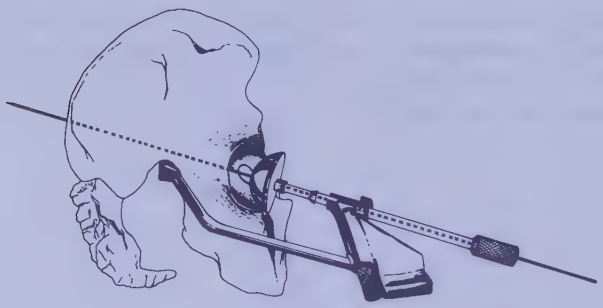

Abb. 8 Das Zielinstrument für die Implantation der RING-Prothese. Beschreibung im Text (147).

Eine technisch sehr ausgereifte Konstruktion ist die Rotations-Totalendoprothese, die HUGGLER und WEBER (81,179) angegeben haben. Das Prinzip entspricht der CHRISTIANSEN-Prothese mit einem um die Achse des Schenkelhalses drehbaren künstlichen Hüftkopf mit zylindrischer Bohrung. Dazu kommt eine Metallpfanne. Diese Prothese hat den großen Vorzug, daß sie bei Abnutzung jederzeit ausgewechselt werden kann, ohne daß die im Palacos verankerten Metallanteile entfernt werden müssen. Hinzu kommt, daß die Bewegungen in der künstlichen Hüfte auf zwei verschiedene Gleiträume verteilt und diese weniger belastet werden.

2. Der derzeitige Stand der Hüftalloarthroplastik

2.1 Die Kopfendoprothesen

Von den reinen Kopfendoprothesen, die im Verlauf der Entwicklung der Alloarthroplastik angegeben wurden, hat sich heute nur noch das NEFFsche Modell erhalten (Abb. 9). Bisweilen findet es als Ultima ratio in der Kinderchirurgie und -orthopädie Verwendung. Prinzip dieser Prothese ist, daß Schenkelhals und ein Teil der Kopfbasis belassen werden und nur der pathologisch veränderte Kopfteil reseziert wird. In den Resektionsstumpf läßt sich die NEFFsche Prothese einpassen und mit konischen Stiften und mit Knochenzement fixieren. Dieses

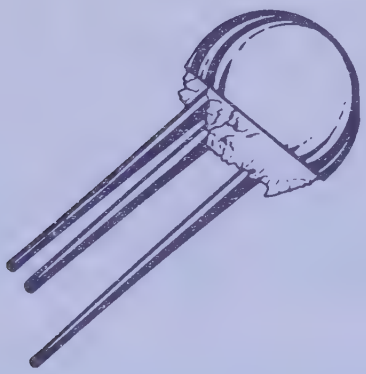

Abb. 9 Die NEFF-Prothese. Beschreibung im Text (147).

Modell ist rotationsstabil und nimmt auf die Druckresultanten

im Bereich des Hüftgelenkes Rücksicht. Da der Schenkelhals stehenbleibt, läßt diese Prothese die Möglichkeit einer späteren Arthrodese zu.

2.2 Die Kopf-Halsendoprothese

Die MOOREsche Prothese hat viele Nachahmungen gefunden. Im wesentlichen sind heute die MOORE-, die THOMPSON- sowie die EICHER-Prothese die gebräuchlichsten. Allen Modellen ist gemeinsam, daß der Prothesenschaft nach Resektion des Schenkelhalses in den Markkanal des Femurs implantiert und dort mit Palacos befestigt wird. Im Schaftteil der MOORE-Prothese finden sich Aussparungen, zwischen denen sich Spongiosabrücken bilden sollen. MOORE (112) hoffte, damit der Endoprothese einen festeren Halt im Femur zu ermöglichen. Dies war nötig, da in den USA lange Zeit die Fixierung von Alloplastiken mit Knochenzement verboten war. Heute hat die MOORE-Prothese allerdings deshalb einen Nachteil: sie läßt sich bei einer evtl. Reoperation nur schwer entfernen, da auf die intramedulläre Fixierung mit Palacos nicht mehr verzichtet wird.

Alle diese Prothesen artikulieren mit dem natürlichen Gelenkknorpel der Hüftgelenkspfanne. Da schon bei gesundem Pfannenknorpel die Reibungsverhältnisse zwischen Implantat und Knorpel ungünstiger als unter physiologischen Bedingungen sind, muß bei vorgeschädigter Pfanne auf eine Kopf-Hals-Prothese verzichtet werden.

Man muß heute annehmen, daß die Synovialflüssigkeit nicht nur nach hydrodynamischen Gesetzmäßigkeiten eine Schmierfunktion ausübt, sondern darüber hinaus im Sinne der Grenzflächenhaftung die Knorpelflächen überzieht und sie schützt. Dabei bildet das Schmiermittel über den Gelenkflächen einen molekularen Film aus Mucopolysacchariden und Hyaluronsäure. Die freien Enden der Moleküle richten sich dann aufgrund elektrischer Anziehung gegeneinander aus, woraus die geringe Reibung der

Gelenke resultiert (29,30). Nach Implantation einer Endoprothese entfällt diese Schutzfunktion, und die Schädigung der natürlichen Pfanne kann - besonders bei traumatischen Affektionen - rasch zunehmen. Eine reine Kopf-Halsendoprothese sollte deshalb bei nicht vorgeschädigter Pfanne nur bei alten Menschen eingesetzt werden, deren Lebenserwartung nicht wesentlich über 5 Jahre liegen wird.

Die CHRISTIANSEN-Prothese ist eine Rotationsprothese, bei der die Gelenkbewegungen auf zwei verschiedenen Räumen verteilt sind. Die Beugung im Hüftgelenk läuft über ein Lager im Kopfinnenteil aus Polyäthylen, in das ein Stift, der eine Verlängerung des Schenkelhalses darstellt, eingepaßt ist. Die Spreiz- und Rotationsbewegungen hingegen laufen vorwiegend über den Endoprothesenkopf in der natürlichen Pfanne.

2.3 Der totale Hüftgelenksersatz

Die totalen Hüftalloarthroplastiken sind nach verschiedenen Prinzipien konstruiert worden. So können beide Gelenkflächen aus Metall sein. Wir finden diese Konstruktion sowohl bei der MC KEE- als auch bei der RING-Prothese. Nachteilig ist, daß es nach längerer Implantationsdauer durch die statischen Belastungen zu einer Aufrauung der Lagerfläche und damit zur Zunahme des Reibungskoeffizienten kommt. Daraus resultiert eine immer stärker werdende Belastung der Fixationsfläche zwischen Knochenzement und Knochengewebe bzw. bei der RING-Prothese eine Zunahme der Belastung des Knochens.
Bei dem zweiten Konstruktionsprinzip besteht eine Lagerfläche aus Metall und die andere aus Kunststoff. Alle Modelle haben gemeinsam, daß sich ein metallischer Kopf in einer Pfanne aus Polyäthylen bewegt. Unterschiedlich sind bei den verschiedenen Endoprothesen die Lagerdurchmesser und damit die unterschiedlichen Reibungsmomente der Prothesenteile. Grundsätzlich wird deshalb die Prothese mit dem kleinsten Kopfdurchmesser die Verankerung im Knochen am wenigsten beanspruchen. Gebräuch-

lich sind im wesentlichen folgende Modelle:

Die CHARNLEY-Prothese (Kopfdurchmesser 22,2 mm),
die MÜLLER-Prothese (" " 32 mm),
die BUCHHOLZ-Prothese (" " 38 mm),
die LUBINUS-Prothese (" " 42 mm),
die MÜLLER-HUGGLER-Prothese(" " 42 mm).

(Abb. 10)

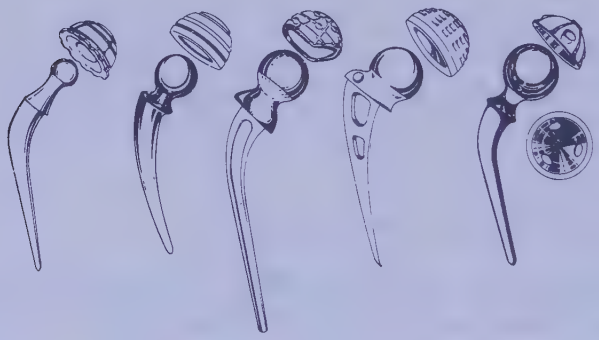

Abb. 10 Die heute gebräuchlichen Totalprothesen. Beschreibung im Text. (147).

CHARNLEY verwandte für seine Pfannenkonstruktionen zunächst Teflon (Polytetrafluoräthylen), ein Kunststoff mit einem sehr niedrigen Reibungskoeffizienten und hohen Selbstschmierungseigenschaften. Als Kopf verwandte er zunächst die MOORE-Prothese mit einem sehr großen Kopfdurchmesser von 41 mm. Um den Reibungskoeffizienten noch weiter zu verringern, verkleinerte CHARNLEY den Kopfdurchmesser von 41 mm auf 22,2 mm und bezeichnete diese Operation deshalb als "Low-friction arthroplasty" (36,38). Die Außenfläche der Pfanne war in Meridianen gerippt, um nach Implantation Drehbewegungen auszuschalten.

Auf dem Pol der Kappe brachte CHARNLEY einen Zapfen an, der mit Hilfe eines Bohrloches in das Acetabulum eingesetzt wurde. Hierdurch sollten Kippbewegungen verhindert werden.

Jahre nach Implantation dieser Endoprothese stellte sich aber heraus, daß neben der Lockerung eine weitere Komplikation auftrat, die auf die speziellen Eigenschaften des Teflons zurückzuführen war. Teflon ist ein halbplastisches Material, d.h. ab einem bestimmten Grenzwert werden die Druckkräfte auf die Kunststoffpfanne von dieser nicht mehr elastisch abgefangen. Durch Verkleinerung des Kopfes im Sinne der "Low-friction arthroplasty" traten jetzt höhere Drucke auf, die die Teflonpfanne infolge von "Kaltfluß" verformten. Durch die Deformierung der Pfanne und die zunehmende Migration des Kopfes durch die Teflonschicht hindurch traten nicht nur erhebliche Schmerzen auf, sondern die Hüften waren bald auch nicht mehr belastbar.

Des weiteren zeigte sich, daß Teflon bei Überbeanspruchung nicht mehr abriebfest war und feinste Teflonpartikel das Krankheitsbild der Akrylose, ähnlich wie bei der Plexiglas-JUDET-Prothese, verursachten. Um diese Komplikation auszuschalten, entwickelte HUGGLER (80) eine Legierung aus Teflon-Asbest-Glasfaser und Grafit. Die Versuche zeigten aber, daß auch dieses Material nicht abriebfest war. CHARNLEY (35) selbst ging dann dazu über, Pfannen aus Polyäthylen herzustellen, die allen Anforderungen gerecht wurden.
Drittes Konstruktionsprinzip beim totalen Hüftgelenksersatz ist das des Kunststoff-Interpositums. Zwischen künstlicher Pfanne und künstlichem Kopf wird ein Kunststoffteil interponiert, damit sich das Bewegungsspiel auf zwei Gleiträume verteilt. Das erste Modell dieser Art wurde 1961 von RUCKELSHAUSEN (147) entwickelt. Es bestand aus einer metallischen Pfanne, einem metallischen Schaftkopfteil und einer interponierten Teflonschale. Dieses Modell zeigte ebenfalls wie die frühe CHARNLEY-Prothese Neigung zur Lockerung und wurde deshalb nur in wenigen Exemplaren implantiert.

Eine völlig neue Entwicklung der Rotationsendoprothese ist die von WEBER und HUGGLER (178,181)(Abb. 11). Die Prothese hat vier unterschiedliche Gelenkflächen. Eine zylindrische Fläche führt vorwiegend die Beuge- und Streckbewegungen aus, während die Kugelfläche die Rotations- und Abduktionsbewegungen ermöglicht. Röntgenkinematographische Untersuchungen von HESSERT (69,70) haben ergeben, daß beim Geradeausgang während

Abb. 11 Die WEBER-HUGGLER-Prothese.
Beschreibung im Text (147).

der Schwingphase die Drehbewegung im zylindrischen Teil zwischen Kopf und Schenkelhalsstumpf erfolgt. In der Belastungsphase wird durch die Erhöhung des Reibungswiderstandes im lateralen Zylindergelenk der Kopf um den Bewegungsgrad des belasteten Beines gleichsinnig in der Pfanne weitergedreht.

Drei verschiedene Interposita stehen zur Verfügung, die bei der Operation an die Schenkelhalslänge individuell angepaßt werden können. Das Interpositum ist auswechselbar. Als Frühkomplikationen werden von WEIGERT et al. (183) häufige postoperative Luxationen beschrieben, so daß die WEBER-HUGGLER-Prothese an vielen Kliniken bereits nicht mehr verwandt wird. Auch liegen von dieser Endoprothese nicht genügend Langzeiterfahrungen vor, die über die Materialfestigkeit des Interpositums unter physiologischen Druck- und Bewegungsverhältnissen Aufschluß geben könnten.

3. Zum Problem der Fremdstoffimplantation

3.1 Palacos

CHARNLEY (31,33) hatte durch die Einführung des Palacos im Jahre 1960 der Hüftchirurgie neue Möglichkeiten eröffnet. Bis dahin war das Problem der Lockerung metallischer oder anderer Implantate ungelöst. Durch die Fixation der Implantate mittels Knochenzement konnte jetzt erstmals starres alloplastisches Material mit dem elastischen Knochen verbunden werden. Hauptproblem dabei war, die Druckbelastungen zwischen Endoprothese und Knochen gleichmäßig auf diesen zu verteilen. Erst nach Fixation der Endoprothese mit Hilfe von Palacos konnten diese Bedingungen erfüllt werden. Ohne Fixation mit Knochenzement traten Druckspitzen besonders am Adam'schen Bogen und an der lateralen Femurcorticalis über der Prothesenschaftspitze auf. Hierdurch kam es zu osteolytischen Zonen an den überlasteten Stellen und somit zu einer zunehmenden Lockerung des Implantates.

Wegen der langen Verweildauer des Knochenzements im Organismus sind an das Material besondere Anforderungen zu stellen. Zunächst ist eine ausreichende Festigkeit des Kunststoffes selbst erforderlich. Darüber hinaus muß er eine dauerhafte Fixation der Alloarthroplastik über Jahrzehnte garantieren. Ferner soll das Material weder thermische noch toxische Schäden hervorrufen und vor allem keine cancerogenen Eigenschaften besitzen. Allen diesen Anforderungen genügt Palacos nicht, da neben thermischen besonders zelltoxische Schäden des Monomers bekannt geworden sind und sogar z.T. erhebliche cardiovasculäre Nebenwirkungen beschrieben wurden. Leider ist bisher die Entwicklung eines weniger toxischen Materials nicht gelungen.

3.11 Chemie des Palacos

Palacos (Polymethylmethakrylat) besteht aus zwei Anteilen, die vor der Implantation gemischt werden. Der erste ist ein flüssiges Monomer, dem tertiäre Amine hinzugesetzt sind. Die andere Substanz ist ein pulverförmiges Polymer mit der Zugabe von Peroxyden. Die Peroxyde reagieren als Katalysator, die tertiären Amine als Stabilisator. Gibt man beide Anteile zusammen, so kommt es unter Wirkung des Katalysators zur Quellung des pulverisierten Polymers. Das flüssige Monomer dringt zwischen die Kügelchen und polymerisiert unter Abgabe von Wärme aus. Dabei werden die Doppelbindungen des flüssigen monomeren Methylmethakrylats gesprengt, und die Moleküle lagern sich in Ketten aneinander. Die bei dieser Reaktion freiwerdende Polymerisationswärme ist von der zur Verwendung kommenden monomeren Flüssigkeitsmenge abhängig (121,122). Beim Auspolymerisieren von 100 ccm monomerer Palacosflüssigkeit werden 13.000 cal frei. Es ist nachdrücklich noch einmal festzuhalten, daß eine chemische Verbindung des auspolymerisierten Monomers mit dem Polymer nicht eingegangen wird.
Der Polymerisationsvorgang kann, wie das SCHULITZ und PUHL (162) gezeigt haben, durch Kühlung und unterschiedliches Mischungsverhältnis der beiden Palacosanteile sowie durch den Sauerstoff der atmosphärischen Luft beeinflußt werden. Bei ungeeignetem Mischungsverhältnis von Monomer und Polymer, bei Kühlung und durch Exposition des in Polymerisation befindlichen Palacoskloßes mit O_2-Luft bei Vergrößerung seiner Oberfläche kommt es zu einer Änderung des Monomergehaltes und somit zu einer Veränderung der inneren Gefügestruktur des Polymerisats. Die Folge ist, daß Monomere durch das Polymer diffundieren und an das umliegende Gewebe abgegeben werden (162). Hierdurch werden die toxischen Reaktionen nach Palacos-Implantation erheblich verstärkt. Verschiedene in-vitro-Untersuchungen (34,37,42,66) haben gezeigt, daß bei vorschriftsmäßiger Mischung und Ausschaltung anderer Störfaktoren der Anteil des Restmonomers im ausgehärteten Knochenzement zwischen 3 und 5 % liegt. Nach titrimetrischen in-vivo-Untersuchungen von

BLÜMLER (9), KÖNIG (92) sowie RAUCH-PUNTIGAM und VÖLKER (139) konnte nachgewiesen werden, daß die Monomerabgabe aus dem ausgehärteten Palacos unter 1 % liegt. Noch nach Monaten fanden OPPENHEIMER et al. (123) nach Implantation von C^{14}-markiertem Palacos radioaktive Spuren im Harn. Dies wird durch Diffusion von Restmonomeren, Quellung und Löslichkeit des Knochenzements und durch oberflächliche Depolymerisation zu Monomeren sowie den ebenfalls toxischen Oligomeren erklärt (156,157).

Um den Gehalt von Restmonomeren möglichst gering zu halten, schlagen SCHULITZ und PUHL (162) vor, auf Kühlung der Palacosmasse zu verzichten, beide Fraktionen sorgfältig zu durchmischen und bei diesem Vorgang möglichst keine Luftblasen einzukneten. Darüber hinaus ist eine präzise Beachtung der von der Firma vorgegebenen Mischungsverhältnisse wichtig.

3.12 Thermische Schäden bei der Implantation von Palacos

Die unmittelbaren Schädigungsmöglichkeiten des Lagergewebes sind nach Implantation von Palacos durch die explosionsartig freiwerdende Wärme beim Polymerisationsvorgang zu erklären. Bei der Durchsicht der Literatur stellten GOEBEL und OHNSORGE (60) fest, daß sehr unterschiedliche Aussagen über das thermische Verhalten beim Polymerisationsvorgang vorliegen. So geben die Autoren (121,122) selbst als Oberflächentemperatur des auspolymerisierten Palacos an der Kontaktfläche Knochenzement - Knochen 48°C, SCHEUBA (158) 70-90°C, WILLENEGGER, SCHENK und BANDI (187) über 90°C an. Diese sehr differierenden Angaben gehen auf uneinheitliche Versuchsbedingungen zurück. Die wesentlichen Faktoren, die eine wechselhafte Oberflächentemperatur des abhärtenden Palacos bedingen, sind folgende: 1. Die Form des Prüfkörpers, 2. Die Masse des Prüfkörpers, 3. Das Mischungsverhältnis beider Fraktionen, 4. Die Umgebungstemperatur und 5. Die Anrührzeit (95).
Weitgehend standardisierte Bedingungen am Leichenfemur durch

GOEBEL und OHNSORGE (60,121) brachten Aufschluß über die im Femurmarkraum an der Palacos-Knochengrenze entstehenden Temperaturen. Es zeigte sich, daß die Temperaturen an der Grenzfläche abhängig von der Breite der Palacosschicht und der unterschiedlichen Wärmeleitung durch den Prothesenschaft bzw. das Lagergewebe sind.

Beim Einzementieren unterkühlter Endoprothesen bei einer Raumtemperatur von 25°C war die Spitzentemperatur mit 68°C an der Knochen-Palacosgrenze im Bereich des Trochantermassivs am höchsten; sie lag damit weit über der Temperatur von 56°C, bei der Eiweißdenaturierung eintritt. Bei 0°C gekühlten Prothesen lag der Temperaturwert an der selben Meßstelle bei 48°C. Die Erwärmung des Endoprothesenkopfes während der Freisetzung der Polymerisationswärme war nur sehr gering. Da der Kältetransport in umgekehrter Richtung ebenso träge verlaufen dürfte, halten die Autoren eine Kühlung des Prothesenkopfes z.Zt. der explosionsartigen Wärmefreisetzung für überflüssig, da sie keine Bedeutung für die Herabsetzung der Spitzentemperatur an der Palacos-Knochengrenze haben kann. Ein erheblicher Teil der freiwerdenden Polymerisationswärme führt zu Aufwärmung des Prothesenschaftes und nach längerer Verzögerung auch zu der des Prothesenkopfes. GOEBEL und OHNSORGE (60) geben an, daß 8 min nach der Implantation der Prothese diese und nicht der Knochenzement Träger der Wärme ist. Die sich daraus ergebende Forderung wäre die Verwendung eisgekühlter Endoprothesen. Durch 0°C vorgekühlte Endoprothesen würden ca. 980 Kalorien der Polymerisationswärme absorbiert, da für die Erwärmung von 0°C auf 37°C bei einer Wärmekapazität des Prothesenschaftes mit K = 26,5 Kalorien/Grad C diese Menge benötigt würde. GOEBEL und OHNSORGE sahen darin die Möglichkeit der Verminderung des thermischen Schädigungsrisikos. Wie SCHULITZ und PUHL (162) aber gezeigt haben, würde dies mit der Behinderung der Autopolymerisation des Palacos und der damit verbundenen Anhäufung toxischer Monomere erkauft.

Durch die Implantation des Palacos werden in der Initialphase (189) Gefäßzerstörungen und Nekrosen im Lagergewebe verursacht. Die Revitalisierung erfolgt in der sog. Reparationsphase durch bindegewebige Organisation, die nach 2 Jahren abgeschlossen ist (Stabilitätsphase). Im Femurmarkkanal wird jetzt wieder regelrechtes Knochenmark gefunden. Dieses ist durch bindegewebige Membranen gegen das Palacos abgedeckt. Die bei der thermischen Reaktion auftretenden Nekrosen von Spongiosabuchten und Knochenbälkchen des Oberschenkelmarkraumes werden durch Einsprossung von Kapillaren zunächst bindegewebig callös und dann fest knöchern umgewandelt.

3.13 Die Toxizität des Palacos

Es existieren über die Toxizität des Knochenzements verschiedene Ansichten. Untersuchungen von FISHER (50), MOHR (109, 110), SPEALMAN et al. (165) haben bewiesen, daß das Polymethylmethakrylat praktisch untoxisch ist. Gleichzeitig aber stellten diese Arbeiten heraus, daß das Restmonomer des Methakrylats dagegen toxisch wirkt. Andere Autoren wie BUCHHOLZ (17), CHARNLEY (34), HEINZE (66) und HOPPE (79) halten Unverträglichkeitserscheinungen bei der Anwendung von Palacos für unwahrscheinlich. Auch in Tierversuchen konnten WILTSE et al. (191) keinerlei toxische Reaktionen nachweisen. Die Mehrzahl der Autoren allerdings sind sich heute darüber einig, daß das chemisch reine Monomer selbst für eine Reihe von klinischen Nebenwirkungen verantwortlich zu machen ist. Schon MOHR (109, 111) bewies durch seine Untersuchungen, daß die vom Palacos zugesetzten Polymerisationsbeschleuniger nicht zelltoxisch sind. Die schweren regressiven Veränderungen mit Zerfall der Zellen und des Bindegewebes sind auf das chemisch reine Monomer des Methakrylats zurückzuführen. Dies ist in grundlegenden Arbeiten an Gewebekulturen (65,87,185) sowie in tierexperimentellen Studien (110,111,124,138) nachgewiesen worden.

In allen Arbeiten werden immer wieder charakteristische Symptome der akuten und chronischen Methylmethakrylatvergiftung hervorgehoben: Atemdepression und motorische Schwäche bis zum Atemstillstand sowie schwere Parenchymdegeneration der Lunge, der Leber und der Nieren. Darüber hinaus beschrieb WERNER (184,185,186) die Hemmwirkung auf den Zellstoffwechsel, Veränderungen der Blutsenkungsreaktion und der Serumeiweißkörper in der Elektrophorese. An klinischen Komplikationen traten nach Implantation von Polymethylmethakrylat Blutdrucksenkungen (37,78) und cardiovasculäre Zwischenfälle bis zum Herzstillstand (37,166) auf. Die Ursache hierfür wird in der Abgabe von Restmonomeren aus dem abhärtenden Palacos in den Kreislauf gesehen. SCHULITZ, KOCH und DUSTMANN (161) berichteten über 395 operierte Patienten, bei denen in 50 % cardiovasculäre Zwischenfälle beobachtet wurden. Bei 4 Patienten kam es zum totalen Herz-Kreislaufzusammenbruch mit Asystolie. Aufgrund des klinischen Verlaufes und der Obduktionsbefunde glauben die Autoren folgern zu können, daß die Ursache dieser Herz-Kreislaufreaktion eine mehr oder weniger stark ausgeprägte Fettembolie sei. Diese würde durch Änderung des Emulsionszustandes der Plasmalipide durch toxische Monomere hervorgerufen.

Der Metabolismus des Methylmethakrylats ist noch weitgehend ungeklärt. Während PANTUCEK (126) nach Fütterungsversuchen bei Tieren weder im Urin noch in den Faeces Methylmethakrylsäure oder entsprechende Abbauprodukte nachweisen konnte und somit eine vollständige Metabolisierung des Methakrylats über den Zitronensäurecyclus nach vorheriger Oxydation zu Pyruvat annahm, konnten OPPENHEIMER et al. (123) durch markiertes Polymethylmethakrylat zeigen, daß 54 Wochen nach Implantation noch Radioaktivität im Urin nachweisbar war.

3.14 Die biologische Reaktion des Lagergewebes auf Palacos

Nach Implantation von Palacos in das Lagergewebe kommt es durch die Vielzahl der chemischen und thermischen Toxen zu einer relativ einförmigen modifizierten Fremdkörperreaktion, die zunächst unter dem histologischen Bild einer akuten Entzündung abläuft (143,144). Es finden sich gefüllte Kapillaren, Fibrinexsudation, leukocytäre Infiltrationen des umliegenden Gewebes und vereinzelt Hämosiderin-Pigmentzellen. Nach etwa 2 Wochen tritt dann eine deutliche Reduktion der entzündlichen Reaktion mit Hervortreten bindegewebiger Elemente ein. Die Zahl der Fibroblasten nimmt zu, die der Leukocyten ab. Nach einem Monat entwickelt sich bereits eine feste bindegewebige Kapsel. Die Ausbildung dieser bindegewebigen Membran an der Zementoberfläche ist neben dem Umbau am knöchernen Lager für die Dauerhaftigkeit der Zementverankerung besonders wichtig (188).

Lediglich in tierexperimentellen Studien konnten durch Implantation von Polymethylmethakrylat sog. Fremdkörpersarkome (125) hervorgerufen werden. Übertragen auf den Menschen können wir eine Latenzzeit zwischen 25 und 50 Jahren annehmen (41). Das einzig bisher bekannte Malignom nach Implantation von Palacos wurde durch THOMPSON und ENTIN (166) nach 18-jähriger Latenz beschrieben. Es handelte sich um ein extraossäres Chondrosarkom.

3.15 Palacos unter Verwendung von Antibiotika

HENKEL (68), KÖNIG (92) und andere Autoren hatten durch ihre Untersuchungen nachgewiesen, daß ausgehärtetes Palacos über einen längeren Zeitraum Restmonomere abgibt. Bereits 1961 hatten HULLIGER (83) die zytotoxische Wirkung und 1966 TOWERS (169) die bakteriostatische Wirkung des flüssigen Methylmethakrylatmonomers beschrieben. CONTZEN et al. (42) hatten

dann 1967 nachweisen können, daß Monomere aus dem Polymerisationsblock auswandern können. Die Monomermenge, die bestimmt wurde, schwankte zwischen 0,3 und 5 % (9,68,92,139).

Aufgrund dieser bekannten Phänomene und der relativ hohen postoperativen Infektionsrate kamen BUCHHOLZ und ENGELBRECHT (23) sowie HESSERT und RUCKDESCHEL (72) auf die Idee, mittels experimenteller Untersuchungen die Freisetzbarkeit verschiedener Antibiotika aus dem auspolymerisierten Palacos zu prüfen. Ergebnis der Untersuchungen dieser Autoren war, daß einige Antibiotika über einen langen Zeitraum aus dem Palacosblock abgegeben wurden. Dabei stellte sich heraus, daß ihre Freisetzung von der Form und Größe der Knochenzementplombe sowie von der Dosierung des Antibiotikums in der Substanz abhängig war. Ebenso wesentlich war das Volumen der den Polymethylmethakrylatkörper umgebenden Flüssigkeit auf die pro Zeiteinheit freigesetzte Menge von Antibiotikum. Nicht geklärt werden konnte bei diesen Untersuchungen die Bedeutung des pH-Wertes im Wundbereich und des Calciumgehaltes des Knochengewebes, die beide die Wirksamkeit des Gentamycins negativ beeinflussen können, wie dies ODEN et al. gezeigt haben (120).

Die Freisetzung des Antibiotikums aus dem Palacos erfolgt über Desorption an den äußeren Schichten des Kunststoffes. Inwieweit das Antibiotikum in die intakten Knochenstrukturen hineindiffundiert, ist zur Zeit noch unbekannt. Auf jeden Fall kann angegenommen werden, daß aufgrund der unregelmäßigen Oberfläche des Palacosblockes auch unterschiedliche Konzentrationen an der anliegenden Corticalis wirksam werden. Nach anfänglich hohen Antibiotikumkonzentrationen im Bereich der Grenzfläche kommt es dann zu wesentlich niedrigeren Spiegeln, die aber noch sicher bakterizid wirken (23,24,72).

Durch die Beimischung verschiedener Antibiotika lag der Gedanke nahe, daß die Bruchgrenzwerte des Kunstharzes geändert würden. Genauere Untersuchungen (23) haben aber gezeigt, daß

eine Verminderung der Bruchgrenzwerte von 10-15 % nach Beimischung von Gentamycin eintritt und somit kein wesentlicher Einfluß auf die Haltbarkeit des Implantats resultiert.

Als wesentlichste Antibiotika wurden Penicillin, Reverin, Erythromycin und Gentamycin dem Palacos beigegeben und ausgetestet. Dabei wurde festgestellt, daß beim Aushärten des Palacos das Reverin in seiner chemischen Struktur völlig zerstört und damit unwirksam wird. Die anderen Antibiotika zeigten auf den Testböden eine deutliche Wirksamkeit. Allerdings stellte sich heraus, daß Erythromycin wesentlich weniger lösungsstabil als Refobacin war, außerdem war sein Wirkungsspektrum kleiner (20,22,23,24). Nach allen bisher vorliegenden Untersuchungen scheint Gentamycin zur Zeit das Antibiotikum der Wahl zu sein. Ausschlaggebend dafür sind seine Hitzebeständigkeit, seine gute lokale Verträglichkeit, sein breites Wirkungsspektrum sowie die lange Freisetzung aus dem Polymethylmethakrylat über mehr als 13 Monate. Darüber hinaus ist der Blutspiegel des Refobacin so niedrig, daß keinerlei oto- und nephrotoxische Nebenwirkungen zu befürchten sind.

BUCHHOLZ und ENGELBRECHT (23) sowie WAHLIG und BUCHHOLZ (178) haben durch exakte klinisch experimentelle Studien nachweisen können, daß während der ersten 24 Std. nach der Operation sehr geringe Mengen von Gentamycin im Serum nachweisbar waren. Im Harn sanken die Konzentrationen des Gentamycins von 1,4-24,4 µg/ml am 1. postoperativen Tag bei allen Patienten innerhalb der ersten Woche auf Werte unter 1 µg/ml ab. Spätestens nach 26 Tagen konnte im Harn kein Gentamycin mehr nachgewiesen werden.
Aber auch gegen die Anwendung von Antibiotikazusätzen im Knochenzement gab es immer wieder kritische Stellungnahmen (55,182). In jüngster Zeit ist die Frage des Antibiotikazusatzes zum Knochenzement durch die Kontroverse zwischen SCHULITZ und SCHÖNING (163) und WITZGALL (197) aktualisiert worden. SCHULITZ und SCHÖNING sehen auch heute noch den Effekt des Antibiotikazusatzes als zweifelhaft an. Allgemein

durchzusetzen scheint sich aber dennoch der Zusatz von Antibiotika zum Palacos zur Prophylaxe der tiefen Infektion nach alloarthroplastischem Gelenksersatz.

3.2 Protasul

Alloarthroplastikmodelle, an die der Anspruch der Dauerimplantation gestellt wird, müssen verschiedene Grundvoraussetzungen erfüllen, wenn sie allen chemischen, physikalischen und biologischen Beanspruchungen gewachsen sein sollen (148).

Am Beispiel der JUDET-Prothese war deutlich geworden, daß unter hohen biomechanischen Belastungen auch nach längerer Zeit keine Fremdkörperreaktionen im Bereich des künstlichen Gelenkes auftreten dürfen. Darüber hinaus muß das Implantat gegen alle körpereigenen Substanzen und Lösungen beständig sein. Des weiteren ist bei der Konstruktion von Alloarthroplastiken darauf zu achten, daß an ihren Kontaktflächen keine elektrischen Potentiale entstehen, da sonst Elektrolyse die Folge wäre. Letzteres Prinzip wird besonders dann wichtig, wenn sich zwei Metallflächen, wie bei der Totalprothese vom Typ MC KEE - FARRAR, berühren. Die Ausbildung eines elektrischen Elements läßt sich nur ganz vermeiden, wenn beide Teile identische Werkstoffe aufweisen.

Die Folgen des Abriebs von der metallischen Oberfläche der Endoprothesen sind einerseits abhängig von der qualitativen chemischen Zusammensetzung; andererseits ist die Menge und Oberflächengröße der abgeriebenen Feinstpartikel mitentscheidend für die Art der Fremdkörperreaktion. Das Problem des Abriebs ist bei Totalprothesen wesentlich besser untersucht als bei reinen Kopf-Halsendoprothesen (71,148,152,173). Da aber auch bei diesen jede Änderung der Oberflächenglätte zu einer Veränderung des Reibungskoeffizienten führt, ist auch beim partiellen Gelenkersatz Korrosionsbeständigkeit und optimale Formanpassung des Implantates an die korrespondierenden Ge-

lenkflächen außerordentlich wichtig (63). Die Härte und die Gleitfähigkeit des Materials müssen in einem hohen Maße auf die mechanischen Eigenschaften des hyalinen Knorpels und des subchondralen Knochens abgestimmt sein.

3.21 Chemische und physikalische Eigenschaften des Protasuls

Das Protasul ist ein Kobalt-Basis-Metall, das im wesentlichen mit Chrom und Molybdän legiert ist (Tab. 1).

%	C	Si	Mn	Cr	Mo	Ni	Fe	Co
max.	0,35	1,0	1,0	30,0	7,0	2,5	1,0	Rest
min.				27,0	5,0			

Tab. 1 Chemische Zusammensetzung des Protasul 1.

Die gute Körperverträglichkeit der Legierung hat BRETTLE (16) durch lange Erprobung nachgewiesen. Diese Legierung hat außerdem eine hohe Schlagfestigkeit (152). Bei präzisionsgegossenen Hüftgelenksschäften liegt der Schlagbiegewinkel bei etwa 70 Grad. Wird das Protasul vakuumgegossen, erhöht sich der Biegewinkel auf 110 Grad, während bei der neuen Schmiedelegierung Protasul 10 sich der Schlagbiegewinkel auf über 120 Grad vergrößert. Wie die rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen von SEMLITSCH (152) ergeben haben, sind die gute Schlagbruchbeständigkeit und Verschleißfähigkeit des Protasuls auf die Kombination von zäher dendritischer Grundmasse mit harten Karbiden zurückzuführen. Die Chrom-Molybdän-Karbide sind beim präzisionsgegossenen Protasul in ein feindendritisches Gefüge eingelagert.

Das Protasul 10 ist eine neu entwickelte Schmiedelegierung (Tab. 2).

%	C	Si	Mn	P	S	Cr	Ni	Mo	Ti	Fe	Co
max.	0,025	0,15	0,15	0,015	0,010	21,0	37,0	10,5	1,0	1,0	Rest
min.						19,0	33,0	9,5	0,65		

Tab. 2 Chemische Zusammensetzung des Protasul 10.

Dieser Werkstoff wird im doppelten Vakuumschmelzverfahren hergestellt und weist neben elektrochemischer Inaktivität noch höhere Festigkeitseigenschaften und Zähigkeit auf als das Protasul 1. Das Material besteht aus einer kubisch flächenzentrierten Mischkristallphase, die beim Warmschmieden nicht verändert wird. DOČKAL (46) bewies, daß dieses Material sowohl über eine ausgezeichnete Korrosionsbeständigkeit als auch Schlagzähigkeit verfügt. Es eignet sich also besonders für Prothesenteile, die auf Biegung beansprucht werden.

3.22 Die biologische Reaktion auf Abriebteilchen des Protasul

SEMLITSCH (152) und WILLERT und SEMLITSCH (190) wiesen nach, daß der im Gelenkkapselgewebe auftretende Metallabrieb äußerst gering ist. Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen von entfernten Ganzmetallprothesen des Typ MÜLLER hatten gezeigt, daß außer lokalen Eiweißablagerungen und vereinzelten Kratzspuren von einigen 0,1 µm Tiefe keine Korrosionserscheinungen an der Metallkugeloberfläche zu beobachten waren. Nach der totalen Entfernung der Gelenkkapsel, wie dies beim totalprothetischen Hüftgelenksersatz in den meisten Kliniken üblich

ist, kommt es zur Ausbildung einer neuen Bindegewebskapsel mit synovialisähnlichem Aufbau (43). Die bei Reoperationen nach totalprothetischem Gelenkersatz gewonnene regenerierte Hüftgelenkskapsel zeigt nach Angaben von WILLERT und SEMLITSCH (190) granulomatöse Fremdkörperreaktionen. Diese gehen zum großen Teil auf Abriebteilchen des Teflon, aber auch auf die des Metalls zurück. Die im Kapselgewebe nachweisbaren Metallteilchen werden in Form feinster braun-schwarzer Partikel im reticulo-histiozytären System (Macrophagen) aber auch in Fremdkörperriesenzellen gespeichert. Halbquantitative spektralanalytische Untersuchungen bringen den Nachweis von Kobalt, Chrom und Molybdän. Bemerkenswert ist, daß auch Hüft-Kopfendoprothesen allein durch die Bewegung gegen die natürliche Pfanne so abgenutzt werden, daß sich Metall in nachweisbarer Konzentration im Gewebe sammeln kann (190).

Die größte Gefahr ist, daß die Abriebteilchen zwischen die sich bewegenden Gelenkflächen kommen und somit zu einem unaufhaltsamen Circulus vitiosus infolge Schmirgelwirkung (1) führen. Schon unter optimalen Bedingungen kommt es zu einem nicht beeinflußbaren Abbau des Pfannenknorpels (194), da nach Implantation eines Kopfes aus Fremdmaterial die Reibungsverhältnisse zwischen Implantat und noch gesundem Pfannenknorpel wesentlich ungünstiger sind, als bei physiologischem Gleitvorgang mit zwischenliegendem Film aus Synovialflüssigkeit (147).

Aus diesen Gründen muß die Indikation zum einfachen Hüftgelenksersatz heute besonders streng gestellt werden (63,194).

4. Die biologischen Grundlagen der Hüftalloarthroplastik

4.1 Die Anatomie des Hüftgelenkes

Das Hüftgelenk, die Articulatio coxae, ist der Prototyp eines Nußgelenks (Enarthrosis), d.h. mehr als die Hälfte des kugeligen Gelenkkopfes ist von der Pfanne umschlossen. Allerdings weist der Femurkopf nicht eine mathematische Kugelform auf. In etwa 70 % entspricht er einem Rotationsellipsoid (67).

Besondere Erwähnung verdient der Kapsel- und Gelenkapparat des Hüftgelenkes (Abb. 12). Dieser ist der dickste und mächtigste des menschlichen Körpers. Die Capsula articularis

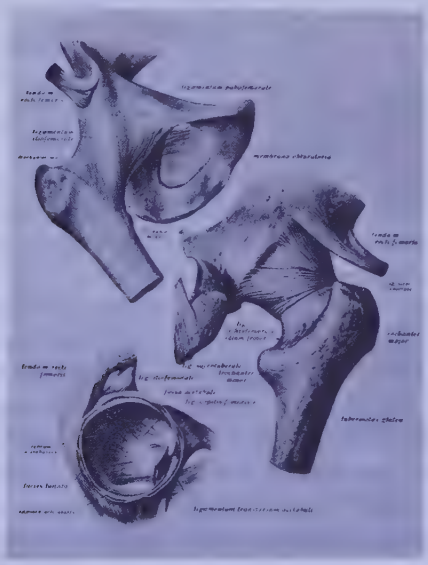

Abb. 12 Der Kapsel- und Bandapparat des Hüftgelenks. Beschreibung im Text (155).

coxae entspringt ringsherum an der Basis der Gelenklippe und umfaßt nicht nur den Schenkelkopf, sondern auch den größten Teil des Schenkelhalses. Ventralwärts reicht die Kapsel, die durch einen mächtigen Bandapparat verstärkt wird, wesentlich weiter nach distal als dorsal, wo sie nur mehr als die Hälfte der Länge des Schenkelhalses umfaßt. Alle Verstärkungsbänder (das Lig. iliofemorale, das Lig. ischiofemorale und das Lig. pubofemorale) sind fest mit der Gelenkkapsel verbunden. Die Faserzüge ordnen sich sowohl in longitudinaler als auch in zirkulärer Form an; die zirkuläre Form wird auch Zona orbicularis genannt. Als Besonderheit findet sich im Hüftgelenk in der Fossa acetabuli ein Fettpolster. Hier entspringt das Lig. capitis femoris, das die A. capitis femoris führt. Dieses Band legt sich durch den Kontakt der beiden artikulierenden Flächen dem Fettpolster des Acetabulums an, ohne die Bewegungen einzuschränken. Weiterhin typisch für das Hüftgelenk ist, daß es, obwohl ein Kugelgelenk wie auch das Schultergelenk, in seinen Bewegungen eingeschränkter ist als das letztgenannte. Ursache hierfür ist, daß die Lippe des Acetabulums über die Äquatorebene des Schenkelhalskopfes hinaus reicht. Darüber hinaus hemmt das mächtige Lig. iliofemorale die Dorsalflexion erheblich. Sie ist über die Streckung hinaus nur um 20 Grad ausführbar. Weitere Bewegungsrichtungen im Hüftgelenk sind die Abduktion, die Adduktion, die Innen- und Außenrotation. Das Lig. iliofemorale ist nicht nur Teil des gelenkbildenen Apparates, sondern hat auch statische Funktionen. Es fixiert beim Stehen Becken und Rumpf am Standbein.

Wesentlich für die statischen Verhältnisse im Hüftgelenk ist neben der Außenarchitektur des Knochens auch die spongiöse Innenarchitektur. PAUWELS (129,134,135) hat die Bedeutung der Spongiosaarchitektur des coxalen Femurendes besonders hervorgehoben.

Im frontalen Knochenschnitt erkennt man ebenso wie im Röntgenbild eine spezielle Anordnung der Spongiosa (Abb. 13). Sie

verläuft in Kopf und Hals in Zügen, die der Richtung des stärksten Druckes und des Muskelzuges entsprechen. In spannungsoptischen Versuchen konnte PAUWELS (129,134) nachweisen,

Abb. 13 Die Spongiosaarchitektur des coxalen Femur. Beschreibung im Text (135).

daß der coxale Femur spannungstrajektoriell aufgebaut ist. Dadurch wird dem Knochen bei minimalem Materialaufwand an Spongiosa größte Festigkeit verliehen.

PAUWELS konnte außerdem belegen, daß die höchste Spannung an der medialen Seite des Schenkelhalses liegt. Ein Spannungsminimum besteht im Bereich des sog. Ward'schen Dreiecks. Dieses wird durch die sich kreuzenden Spongiosapfeiler gebildet. Im Alter wird der Knochen wie andere Organe atrophisch, immer mehr Spongiosabälkchen werden rarifiziert, nur noch die wich-

tigsten bleiben stehen. Bei gleichen Spannungsverhältnissen und verminderter Widerstandsfähigkeit des Knochens ist es erklärlich, daß seine Resistenz gegen Traumen zunehmend geringer wird. Der Schenkelhalsbruch ist deshalb vorwiegend eine Erkrankung alter Menschen.

Der Muskelmantel, der das Hüftgelenk umgibt, läßt sich am besten nach funktionellen Gesichtspunkten in einer Tabelle wiedergeben:

Bewegung	beteiligte Muskeln	Bewegungsausmaß von der Normalstellung aus
Anteversion	M. iliopsoas M. rectus femoris M. tensor fasciae latae M. sartorius ventrale Adduktoren-Gruppe	122°
Retroversion	M. gluteus maximus M. adductor magnus (hintere Portion) ischiocrurale Muskulatur	13°
Abduktion	Mm. gluteus medius u. minimus	40°
Adduktion	M. pectineus M. adductor longus M. adductor brevis M. adductor magnus M. gracilis M. gluteus maximus	10°
Innenrotation	Mm. gluteus medius und minimus (vordere Portion) M. adductor magnus	36°
Außenrotation	Mm. gluteus medius u. minimus M. gluteus maximus M. piriformis Mm. obduratorius internus u. externus M. quadratus femoris Mm. gemelli	13°

Tab. 3 Die auf das Hüftgelenk wirkende Muskulatur.

Die sensible sowie motorische Innervation der Hüftgelenksregion stammt aus dem Plexus sacralis, entweder direkt über Seitenäste des N. ischiadicus oder über den N. gluteus superior, den N. gluteus inferior sowie den N. cutaneus femoris posterior.

Die Gefäßversorgung des Hüftgelenks wird später unter dem Aspekt der Traumatologie des Hüftgelenks besprochen.

4.2 Die Mechanik des coxalen Femurendes

Von besonderer Bedeutung für das Verständnis der Mechanik des coxalen Femurendes ist die Kenntnis der Größe und Art seiner mechanischen Beanspruchung. Darüber hinaus hat jede Therapie, die mechanisch bedingte Erkrankungen des Schenkelhalses betreibt, sich der besonderen Bedeutung des von der Norm abweichenden CCD-Winkels zu vergegenwärtigen.

PAUWELS (128,130,131,133,134) hat in einer Reihe von Arbeiten festgestellt, daß das Zusammenwirken von Muskelkraft und Körpergewicht auf das Hüftgelenk und den Schenkelhals spezifischen Gesetzen unterliegt (Abb. 14).

Maßgebend für die physiologische Beanspruchung des Schenkelhalses ist die Druckresultierende R. Sie wird durch die Kräfte gebildet, die während des Gehens auf den Schenkelkopf des Standbeines einwirken. Ihre Größe entspricht der geometrischen Summe der Kräfte M und K. Wie aus der Abbildung ersichtlich, ist der Hebelarm der Muskelkraft M (Strecke OB) dreimal kleiner als der Hebelarm des Körpergewichtes K (Strecke OC). Deshalb muß die Kraft der Adduktoren etwa dreimal so groß wie die des Körpergewichts sein, damit Gleichgewicht über dem Hüftgelenk herrscht. Die Belastung des Schenkelhalses ist durch die Resultante R errechenbar aus der geometrischen Summe der beiden schräggerichteten Kräfte OB und OC. Sie ist etwas weniger als viermal so groß wie das Körpergewicht K, d.h.

von 60 kg Normalgewicht eines Patienten werden 50 kg auf das Standbein beim Gehen übertragen. Bei einem CCD-Winkel von 127 Grad setzt sich dieser Druck aus der statischen Druck-

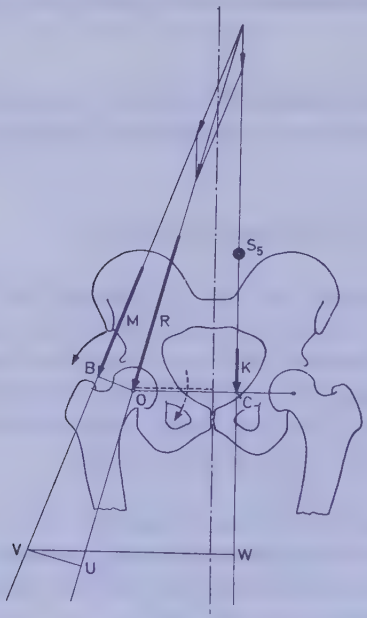

Abb. 14 Die physiologische Belastung des coxalen Femurendes.
R = Resultierende aus den Kräften, die während des Gehens auf den Schenkelkopf des Standbeines wirken. S_5 = Lage des Schwerpunktes für den Gesamtkörper abzüglich des Standbeines. K = Körpergewicht abzüglich des Gewichts des Standbeines. M = Kraft der Adduktoren, die dem Körpergewicht am Hüftgelenk das Gleichgewicht hält. O = Drehzentrum des Schenkelkopfes.
Beschreibung im Text (135).

kraft von 175 kp und der dynamischen Kraft von 25 kp zusammen. Letztere wird während der Mitte der Standbeinperiode durch die Vertikalkomponente wirksam.

Die Gegenkraft R_1 zur Druckresultierenden R versucht durch zwei Komponenten die Stellung des Schenkelkopfes in der Pfanne zu ändern (Abb. 15). Die Längskomponente L schiebt den Schenkelkopf mit einer Kraft von 197 kp in vertikaler Richtung, die Querkomponente Q drängt ihn mit 60 kp in horizontaler Richtung gegen den Pfannenboden.

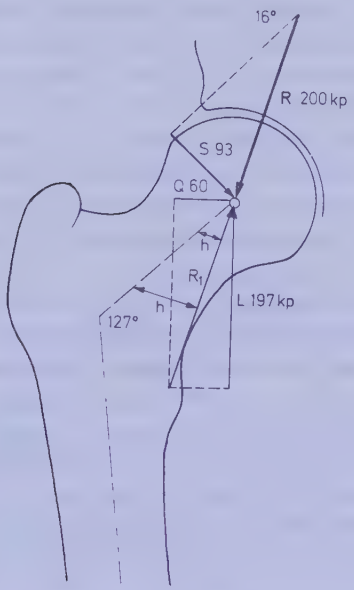

Abb. 15 Die physiologische Belastung des coxalen Femurendes. Beschreibung im Text (135).

Die Größe und Verteilung des Gelenkdruckes ist abhängig von der Lage der Druckrichtung im Gelenk. Schneidet diese das Gelenk in der Mitte, so ist der Gelenkdruck nahezu über die ganze Gelenkfläche gleichmäßig verteilt. Wird die Druckrichtung gegen die Pfannenenden verschoben, steigen die Druck-

spannungen an und sind darüber hinaus nur auf einen Teil der Gelenkfläche konzentriert.

Der Schenkelkopf wird durch die Druckkraft R ausschließlich auf Druck beansprucht, da sie durch sein Drehzentrum O verläuft und senkrecht auf seiner Peripherie steht.

Durch die anatomische Neigung des Schenkelhalses zum Femurschaft verläuft die Druckrichtung unter Bildung eines medial offenen Winkels schräg zur Schenkelhalsachse. Dadurch wird der Schenkelhals zugleich auf Biegung beansprucht. Die Größe des Biegungsmomentes nimmt von cranial nach caudal zu, da der Hebelarm h gegen den Trochanter major hin ständig länger wird. Bei der pertrochanteren Oberschenkelfraktur ist die Biegungsbeanspruchung deshalb auch am größten und muß durch geeignete operative Maßnahmen ausgeschaltet werden.

Die mediale Schenkelhalsfraktur teilte PAUWELS (126) aufgrund verschiedener biomechanischer Gesetzmäßigkeiten in die Typen I - III (Abb. 16) ein. Bei der PAUWELS I-Fraktur (a in Abb. 16) liegt diese senkrecht zur Druckresultierenden R. Ein wesentlicher Einfluß auf die Tragfähigkeit ergibt sich nicht, da bei der Belastung beide Fragmente aufeinandergestaucht werden. Bei der PAUWELS II- und III-Fraktur (b und c in Abb. 16) wird das proximale Fragment gegen das distale umso mehr verschoben, je schräger der Frakturspalt zur Schenkelachse liegt.

Die Komponente S der resultierenden Druckkraft R wirkt dabei als Schubkraft auf den Schenkelhals. Sie hat in jeder Höhe die gleiche Größe von 93 kp, da die Größe der Schubkomponente lediglich durch die Neigung der Resultante R zur Schenkelhalsachse bestimmt wird. Durch die nach einer Fraktur des Schenkelhalses auftretenden Schubkräfte wird in einem hohen Prozentsatz die notwendige Immobilisation verhindert, die allein zu einer exakten Frakturheilung führen kann. Der Ausgang in die Pseudarthrose ist somit vorgezeichnet.

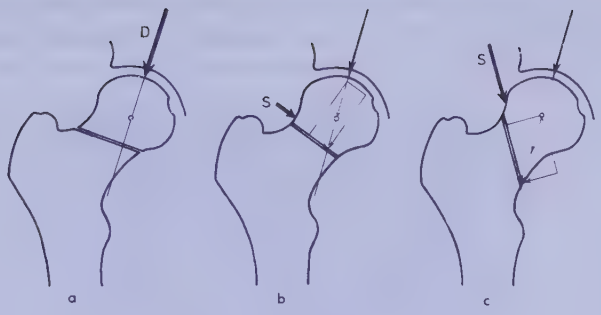

Abb. 16 Die biomechanische Einteilung der medialen Schenkelhalsfraktur nach PAUWELS. Beschreibung im Text (135).

4.3 Die pathologische Anatomie des Hüftgelenks

Die pathologische Anatomie des Schenkelhalses ist von GRAF (62) anhand von postmortalen Präparaten beim medialen Schenkelhalsbruch studiert worden. Die frischen Präparate zeigten im Bereich der gesamten Circumferenz die Zerreißung des gefäßführenden Schenkelhalsüberzuges. Das Lig. capitis femoris war in keinem der Fälle zerrissen. Die Verschieblichkeit der Fragmente gegeneinander war bis zur 6. Woche noch möglich, später nur nach Ausbleiben der knöchernen Heilung. Die histologischen Befunde zeigten in beiden frakturierten Enden nekrotische Corticalis- und Spongiosabälkchen im Bereich von 1 bis 6 mm. Selbst wenn ideale Reposition und Stauchung vorausgegangen waren, konnte GRAF lediglich einmal eine eigentliche Verzahnung der Spongiosabälkchen nachweisen. Sonst griffen lediglich grobe Vorsprünge beider Fragmente in jeweils

korrespondierende Vertiefungen.

Am 4. und 5. Tag nach dem Unfallereignis dringt lockeres zell- und faserreiches Gewebe in den Bereich des Frakturhämatoms ein und resorbiert und organisiert dieses. Ebenso werden die nekrotischen Spongiosabälkchen resorbiert. Die erste echte Knochenneubildung ließ sich zwischen den abgestorbenen Spongiosabälkchen des Halsfragmentes ab 9. Tag nachweisen, im Kopffragment erst ab 14. Tag. Es kommt nun von beiden Frakturenden her zu einer fortschreitenden Callusbildung, eine Überbrückung resultiert frühestens nach der 6., in den allermeisten Fällen aber erst um die 8. Woche. Wird der Schenkelhalskopf nekrotisch, wird dieser nicht knöchern abgedeckelt, und es kommt zu einer Organisation des nekrotischen Bezirkes durch Bindegewebe. Die sich z.T. im Bindegewebsmantel neu bildenen Spongiosabälkchen sind in ihrer Struktur wesentlich zarter und feiner, und sie richten sich in ihrer Architektur nicht an den primären Bauprinzipien aus. Es entstehen dadurch innerhalb des Kopfes Bezirke, die weniger Knochen enthalten. Diese entsprechen den bekannten im Röntgenbild nachweisbaren lokalisierten Atrophien und cystischen Bildungen im nekrotischen Kopfanteil (98).

Die Verhältnisse bei der totalen Hüftkopfnekrose sind grundsätzlich die gleichen. Ältere nekrotische Köpfe sind steinhart, das Mark ist grau-schmierig, seifig verändert. Auch bei partiellen Hüftkopfnekrosen kommt es schon nach wenigen Monaten unter der Ausbildung von schmerzhaften Kontrakturen und einer Subluxationsstellung des Hüftgelenkes sowie fortschreitender funktioneller Beinverkürzung zu Ausbildung einer fortschreitenden Arthrose. Diese führt sehr bald zur Schädigung des Gelenkpfannenknorpels und zu dessen Deformierung, so daß ein operativer Eingriff unumgänglich wird.

Ein zweiter Faktor, der irreversible Ernährungsstörungen besonders des Knorpels hervorrufen kann, sind die durch den

Unfall auftretenden kurzdauernden Kräfte. Sie können je nach Größe, Gewicht, Fallhöhe und -richtung bis zu 2 1/2 Tonnen/ cm^2 betragen (19). Die dadurch auftretenden Deformitäten des Knorpels und der Spongiosafeinstruktur sind zwar röntgenologisch nicht immer nachweisbar, führen aber zu Rissen und

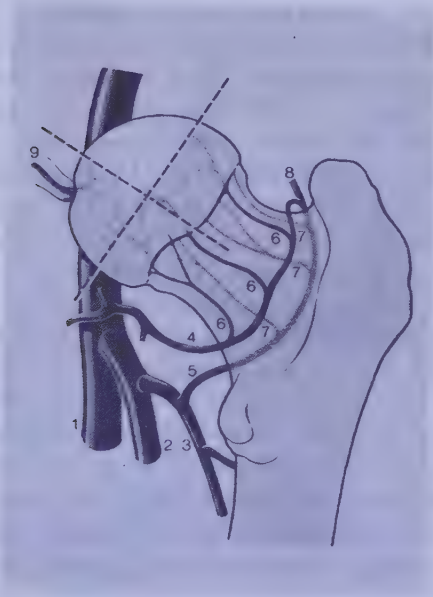

Abb. 17 Der Schenkelkopf und -hals mit seinen Gefäßverhältnissen.
1. A. fem., 2. A. fem. prof., 3. R. descendens, 4. A. circ. fem. med., 5. A. circ. fem. lat., 6. Rr. nutr. colli et capitis, 7. Rr. nutr. colli et capitis, 8. R. caps. a. circ. fem. lat. Bevorzugtes Nekrosegebiet ist das obere äußere Kopfsegment, der tragende Teil.

Ablösungen im Knorpel, die wiederum lokale Ernährungsstörungen zur Folge haben. Auch aus diesen Gründen ist eine frühzeitige, schonende Reposition sehr wesentlich. Die posttraumatischen Knorpelläsionen sind sowohl für die Kopfnekrosen

mitverantwortlich, weitmehr aber haben sie die posttraumatischen, sekundären Coxarthrosen zur Folge (11,150). Von großer praktischer Bedeutung ist die Blutversorgung des Caput femoris (Abb. 17). Der größte Teil des Oberschenkelkopfes und -halses wird durch die A. circumflexa femoris medialis versorgt, die aus der A. femoralis entspringt. Die A. circumflexa medialis anastomosiert im Bereich der Fossa trochanterica mit der A. circumflexa femoris lateralis, die ebenfalls aus der A. femoralis entspringt. Beide Gefäße, die sog. "lateralen Epiphysengefäße", geben die Rami nutritii colli et capitis proximales ab. TRUETA, TRUETA und HARRISON sowie HIPP (71,167,168,169) haben nachgewiesen, daß ca. 4/5 der Blutversorgung des Schenkelkopfes über diese Gefäße erfolgt. Bereits 6-7 Stunden nach Unterbrechung der Blutzufuhr sterben die Osteocyten ab. Die Eintrittsstelle der Rami nutritii capitis proximales liegt etwa 1/2 cm unterhalb des Gelenkknorpelrandes, wo der Schenkelhals in den Kopf übergeht. Dies ist die Stelle der Frakturebene bei der medialen Schenkelhalsfraktur, so daß bei der Zerstörung des Knochens zugleich die Gefäße zerrissen werden. Bei stärkerer Dislokation kann es gleichzeitig zu einer Zerreissung der Arterien im Kapselbereich kommen, so daß eine zusätzliche Unterbrechung der Blutzufuhr die Folge ist. Die Gefäßzerstörungen führen dann zur Kopfnekrose. Allerdings kann eine innerhalb der 12-Stundengrenze schonend durchgeführte Reposition in manchen Fällen den Kopf retten, indem dadurch sekundäre Gefäßläsionen und Thromben im Bereich der eingeklemmten Kapselanteile vermieden werden.

5. Die Behandlungsmöglichkeiten der medialen Schenkelhalsfraktur

5.1 Die konservativ behandelte mediale Schenkelhalsfraktur

Vor Einführung moderner anästhesiologischer und operativer Verfahren war auch die Behandlung der Frakturen des coxalen Femurendes (Abb. 18) bis auf wenige Ausnahmen konservativ.

Abb. 18 Die Frakturen des coxalen Femurendes. Sie umfassen: 1. Intra- und extrakapsuläre mediale Schenkelhalsfraktur, 2. Extrakapsuläre laterale Schenkelhalsfraktur, 3. Pertrochantere Oberschenkelfraktur, 4. Subtrochantere Oberschenkelfraktur (149).

BÖHLER (10) war noch der Auffassung, daß bei jedem Schenkelhalsbruch eine knöcherne Konsolidierung erzielt werden könne,

wenn nur die Grundgesetze der Knochenbruchbehandlung erfüllt würden. Dazu zählte er eine anatomisch regelrechte Reposition, Anlage eines Streckverbandes für 6 Monate oder bei gutem Allgemeinbefinden die Anlage eines Beckengehgipsverbandes (Abb. 19) 2-3 Wochen nach dem Unfallereignis.

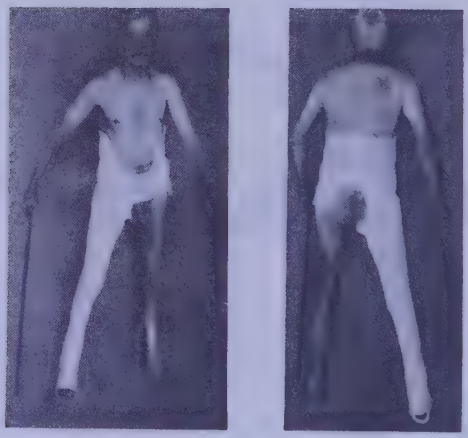

Abb. 19 Becken-Gehgips nach BÖHLER (10).

Die rein konservative Therapie war aber mit hohen Komplikationsraten belastet, insbesondere traten Pseudarthrosen des Schenkelhalses und Femurkopfnekrosen auf.

Wesentliche Fortschritte brachten die Untersuchungen PAUWELS (128,132). Er teilte die Schenkelhalsfrakturen aufgrund mechanischer Überlegungen und der damit verbundenen Heilungsaussichten in drei Gruppen ein. Bei den Frakturen I. Grades

ist die Bruchfläche wenig geneigt. Da die Schubkräfte, die das Gewebe im Bruchspalt ständig dehnen und so zur bindegewebigen Narbe führen, fehlen, sind die Aussichten auf Heilung bei dieser Frakturform am besten.

Eine Sonderstellung nimmt die Abduktionsfraktur I. Grades ein (128,134,135). Sie ist zumeist eingekeilt, die Immobilität der Fragmente gegeneinander begünstigt einen schnellen Frakturdurchbau (Abb. 20). Darüber hinaus wird durch die Vergrößerung des CCD-Winkels auf etwa 145 Grad die Biegebeanspruchung so gering, daß im wesentlichen nur noch Druckspan-

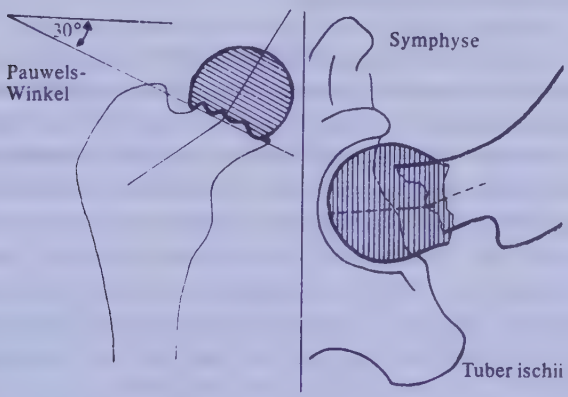

Abb. 20 Schematische Darstellung des eingekeilten Abduktionsbruches I. Grades nach PAUWELS: Der Schenkelhalswinkel ist größer als 126°, der PAUWELS-Winkel beträgt 30° oder weniger. In der axialen Röntgenaufnahme bilden Kopf und Hals einen nach ventral offenen Winkel. Beschreibung im Text (149).

nungen auftreten. Dies ist der wesentlichste Grund für die Möglichkeit der Frühbelastung nach 3 Wochen bei dieser Frakturform. Alle anderen Frakturen müssen wesentlich länger ruhiggestellt werden, wenn man einen konservativen Behandlungsversuch unternehmen sollte.

Nachdrücklich zu betonen ist, daß die Reposition oder Osteosynthese der Abduktionsfraktur ein echter Kunstfehler ist (135), da hierdurch der knöcherne Durchbau verzögert oder verhindert werden kann.

Bei den Frakturen II. Grades besteht eine Neigung der Frakturebene zur Horizontalebene bis zu etwa 50 Grad. Die dadurch auftretenden Schubkräfte haben eine hohe Komplikationsrate zur Folge. Hier sind die Heilungschancen umso günstiger, je größer der Anteil der Bruchfläche ist, der durch den Druck aus der Biegung heraus ausgeübt wird (135). Dies ist nur durch die operativen Verfahren möglich, die die Schubkräfte auszuschalten in der Lage sind.

Bei den Frakturen III. Grades verläuft die Bruchfläche so steil gegen die Horizontalebene, daß erhebliche Schubkräfte auftreten, die eine Heilung auf konservativem Wege fast immer unmöglich machen. Gerade bei der Fraktur III. Grades sind die differenten Muskelkräfte, die im Bereich des Schenkelhalses wirken, von wesentlicher Bedeutung. Dadurch, daß die beiden Frakturebenen bei besonders steilem Frakturverlauf kein Widerlager finden, üben jetzt die Muskeln erhebliche Zug- und Schubspannungen aus. Die Wiederherstellung der ursprünglichen Stellungsverhältnisse, die Ausscheidung der pathologisch wirkenden Muskelkräfte und die völlige Ruhigstellung des Bruches ist gleichbedeutend mit der Aufhebung der Schubkräfte. Dies ist im Idealfall nur in ganz wenigen Fällen durch konservative Maßnahmen möglich. Dennoch sei betont, daß eine regelrechte Reposition im röntgenologischen a.p.- und axialen Strahlengang und die Vermeidung der Kopfrotation unbedingte Voraussetzung für eine knöcherne Konsolidierung der Fraktur sind. Schon mäßige Fehlstellungen in einer Achse führen zur Reduzierung der notwendigen Druckkräfte (136).

Neben den mechanischen Gründen sind die Ursachen für die hohe Rate an Komplikationen in der speziellen Gefäßanatomie des Schenkelhalses (73,170,171,172) zu suchen. Auch hier nimmt der Abduktionsbruch eine Sonderstellung ein. Während beim Ad-

duktionsbruch zumeist die dorso-lateralen Gefäße gedehnt, gezerrt oder durchtrennt werden und damit der Thrombosierung anheim fallen, sind Gefäßläsionen beim Abduktionsbruch wesentlich seltener, weil es beim Unfallmechanismus zumeist nicht zu einem Auseinanderweichen, sondern eher zu einem Einstauchen der Fragmente kommt. In dieser zwar strukturellen, aber nicht vollständig mechanischen Zusammenhangstrennung wird zusätzlich zu den biomechanischen Überlegungen von PAUWELS (128,134,135) die gute konservative Heilungschance des Abduktionsbruches I. Grades gesehen (136). Auch aus diesen Gründen darf ein eingekeilter Abduktionsbruch nie eingerichtet werden, da durch das Repositionsmanöver nicht nur die günstige Biomechanik der Frakturebenen verändert, sondern auch iatrogene Gefäßverletzungen die Folge sein würden.
Bei der konservativen Behandlung der medialen Schenkelhalsfraktur drohen drei Komplikationen. Ihre Ursachen sind, wie BÖHLER sowie SALEM (11,150) nachgewiesen haben, nicht nur in der Biomechanik des Hüftgelenkes und der speziellen Gefäßversorgung, sondern auch in der Schwere des Unfalltraumas zu suchen.

Die Pseudarthrose des Schenkelhalses nach medialer Schenkelhalsfraktur ist von verschiedenen Autoren mit etwa 15 % angegeben worden (99,108,141), während die Gefahr der Kopfnekrose mit etwa 30 bis 40 % noch höher liegt (19,61,74,75,98, 192). Zusätzlich kommt es in etwa 15 % zur Ausbildung einer sekundären posttraumatischen Coxarthrose (150). Die durch das Unfalltrauma entstehenden Belastungen sind so groß, daß Zerstörungen des Kopf- und Pfannenknorpels sowie der subchondralen Spongiosa dieses Krankheitsbild nach sich ziehen (11).

Alle diese posttraumatischen Komplikationen sind zwar durch konservative Maßnahmen, wie schonende Reposition und exakte Ruhigstellung, geringfügig abzuschwächen; übrig bleibt dennoch eine hohe Quote von therapeutischen Mißerfolgen bei der konservativen Behandlung, insbesondere der medialen Schenkelhalsfraktur II. Grades.

5.2 Die operativen Verfahren bei der medialen Schenkelhalsfraktur

Die operative Versorgung medialer Schenkelhalsfrakturen war in der Frühzeit der Versuche mit körpereigenen und körperfremden Materialien im wesentlichen auf die posttraumatischen Komplikationen wie Schenkelhalskopfnekrose und Schenkelhalspseudarthrose beschränkt.

Mit dem Drei-Lamellennagel von SMITH-PETERSEN, der Schenkelhalsnagelung durch JOHANSON sowie KÜNTSCHER und der Schenkelhalsschraube von PUTTI wurden die ersten großangelegten Versuche unternommen, die bei der medialen Schenkelhalsfraktur auftretenden Schubkräfte zu neutralisieren (48,49,97,128,137, 177). Die von PUTTI entwickelte Schraube hatte ein kurzes Gewinde und erfaßte dadurch nur den Kopfteil, so daß durch das Anziehen der Schraube die Fraktur unter Druck gesetzt werden konnte. Der Nachteil dieser Schraube war ihre ungenügende Rotationsstabilität; eine zusätzliche Sicherung durch KIRSCHNER-Drähte wurde deshalb notwendig. PAUWELS (128,130, 131,132,135) propagierte bei der medialen Schenkelhalsfraktur I. bis III. Grades die Osteosynthese, ausgenommen der Abduktionsbruch. Während bei den Frakturen I. und II. Grades eine einfache Nagelung oder Verschraubung für notwendig gehalten wurde, schlug er bei den Frakturen III. Grades aufgrund der hohen Schubkräfte die doppelte Nagelung vor. Er erhoffte sich so die Bruchflächen in größerem Umfang unter Druck stellen zu können.

Die Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen (118) gibt für die Osteosynthese der medialen Schenkelhalsfraktur die 130°-Winkelplatte an. Der Vorteil dieses Verfahrens ist die Fixation des Osteosynthesematerials am Femurschaft, so daß ein Herausgleiten aus dem Kopf, wie dies etwa beim Drei-Lamellennagel vorkommen kann, unmöglich ist. Besonders wichtig ist bei den instabilen Adduktionsbrüchen die präoperative Umwandlung in einen eingestauchten Abduktionsbruch, weil

auch nach Überkorrektur und vermehrter Antetorsionsstellung die Osteosynthese durch die Winkelplatte nur eine zusätzliche Sicherung des Repositionsergebnisses ist.

Bei Kindern kommt es sehr selten zu echten Schenkelhalsbrüchen. Häufiger dagegen sind Luxationen, traumatische Epiphysiolysen sowie Femurschaftbrüche. Treten echte Schenkelhalsbrüche auf, so sind sie mit einer besonders hohen Rate an Kopfnekrosen belastet. Über die Therapie gibt es keine einheitlichen Grundsätze. Während sich WANIKE, MAATZ, JUNGE und LENZ (176) dafür aussprechen, unter jeden Umständen zunächst einen konservativen Therapieversuch zu unternehmen, ist nach Auffassung der AO der Schenkelhalsbruch im Kindesalter eine absolute Op.-Indikation als Notfalleingriff. Die Osteosynthese erfolgt hier nach offener Reposition durch eine oder mehrere Spongiosaschrauben, zusätzlich muß bisweilen eine autologe Spongiosaplastik durchgeführt werden. Streng ist darauf zu achten, daß das Osteosynthesematerial nicht durch die Epiphysenfuge geführt wird. Nach Ansicht der AO sollte bei Kindern auf keinen Fall eine Nagelung vorgenommen werden, da die Härte des Nagels die beiden Fragmente distrahieren würde und es zusätzlich zu einer Gefährdung des Schenkelhalskopfes infolge der damit verbundenen Gefäßläsionen kommt (118).

Nagelung, Verschraubung und Winkelplatten-Osteosynthese sind also Verfahren, die auch gegenwärtig besonders bei der Behandlung von jungen Menschen ihren festen Platz haben (94). Alloarthroplastische Verfahren sind erst dann gerechtfertigt, wenn die Lebenserwartung der Patienten kurz geschätzt wird. Weisen die Gelenkflächen ideale Kongruenz und Beschaffenheit auf und sind keinerlei Anzeichen für eine schwere traumatische Kopf- und Pfannenschädigung vorhanden, kann die Hemialloarthroplastik durchgeführt werden. Liegt ein schweres Hüfttrauma vor, so wird häufig der primäre totale Hüftgelenksersatz erforderlich (93).

In den letzten Jahren hat sich in zunehmendem Maße ein bedeutender Wandel in der operativen Behandlung medialer Schenkelhalsfrakturen vollzogen. Da auch bei den verschiedensten operativen Verfahren die Komplikationsraten nicht wesentlich gesenkt werden (14,52,150), gingen viele Autoren dazu über, den primären alloarthroplastischen Ersatz nach medialer Schenkelhalsfraktur zu fordern (17,19,47,112,194). Trotz dieses Wandels ist sehr genau abzuwägen, ob nicht gerade bei jüngeren Menschen andere therapeutische Maßnahmen zu ergreifen sind. Auch bei der posttraumatischen Schenkelhalspseudarthrose und Kopfnekrose können Arthrodesen, die temporäre Hengehüfte nach VOSS (175) sowie die Umstellungsosteotomien nach PAUWELS (130) durchaus gute therapeutische Erfolge bringen.

5.3 Die Indikationen und Kontraindikationen zum hemialloarthroplastischen Gelenkersatz

Das Ziel jeder Gelenkchirurgie muß die Schaffung eines schmerzfreien, beweglichen und stabilen Gelenkes sein. Nach FRIEDEBOLD beeinflussen drei grundsätzliche Faktoren die Indikationsstellung (53). Der primäre Faktor wird durch die Symptome Schmerz, Einschränkung der Beweglichkeit und Instabilität gebildet. Als sekundärer Faktor ist nicht nur die Funktionsfähigkeit der einzelnen Gelenke der betreffenden Extremität sondern auch ihre funktionelle Abhängigkeit zur Gegenseite sowie von der Wirbelsäule wichtig. Der tertiäre Faktor berücksichtigt das Lebensalter, das Geschlecht, die Konstitution, den Beruf sowie den gesamten Gesundheitszustand des Patienten in somatischer wie psychischer Hinsicht.

Die Indikationsstellung zum alloarthroplastischen Hüftgelenksersatz hat sich im Laufe der letzten Jahrzehnte erheblich gewandelt. Nach dem ersten stürmischen Aufschwung der Endoprothetik, der auf die guten Anfangserfolge der JUDET-Prothese zurückzuführen war, kam es dann zu sehr pessimistischen Beurteilungen. Noch 1956 äußerte BÜRKLE de la CAMP

(25), daß er keine Alloarthroplastiken mehr durchführen würde, da "die geringe Dauerbeständigkeit der Prothesen in keinem Verhältnis zur Größe des operativen Eingriffs und zur Dauer der Behandlung und auch zum psychischen Trauma der enttäuschten Patienten" stünden.

Nach Verbesserung der Implantatmaterialien und der Möglichkeit der stabilen Verankerung der Endoprothesen mittels Kunstharzes erfolgte dann ein zweiter Aufschwung der Alloarthroplastik. Bemerkenswert ist die Tatsache, daß zunehmend die Indikationsstellung zum teilprothetischen Gelenkersatz eingeschränkt wird; die Anzeige zum totalen Hüftgelenkersatz hingegen nimmt zu (18,21,36,38,44,45,53,63,76,114,117,195). Die Ursache für die Abnahme hemialloarthroplastischer Hüftgelenksoperationen liegt im wesentlichen darin begründet, daß nach längerer Laufzeit der natürliche Pfannenknorpel erhebliche Verschleißerscheinungen aufweist, so daß wiederum Schmerzen in der operierten Hüfte auftreten. Dies ist darauf zurückzuführen, daß der natürliche Femurkopf keine mathematische Kugel, sondern in etwa 70 % ein Rotationsellipsoid ist (67). Nach Implantation einer reinen Kopf-Hals-Prothese kommt es wegen der Inkongruenz der Gelenkflächen zunehmend zu Knorpeldefekten der natürlichen Pfanne. Diese wiederum ziehen Veränderungen in der Oberflächenbeschaffenheit des künstlichen Kopfes nach sich, so daß das wechselseitige Spiel der Friktion verstärkt wird (82).

Schon 1954 hatte FRANCILLON (51) festgestellt, daß die Ergebnisse nach Implantation einer JUDET-Prothese am besten bei der Schenkelkopfnekrose und der Schenkelhalspseudarthrose waren. Die zu dieser Zeit noch übliche Op.-Indikation erstreckte sich aber nicht nur auf die Folgen der medialen Schenkelhalsfraktur, sondern auch auf Zustände nach Luxatio coxae congenita und die Arthrosis deformans. Darüber hinaus wurden in seltenen Fällen auch Jugendliche, die Residuen nach septischer Coxitis aufwiesen oder an einer Epiphyseolysis capitis femoris litten, operiert (51).

Auch in den USA war lange Zeit die Indikationsstellung für einen hüftalloarthroplastischen Eingriff sehr breit. Noch 1965 hatte LUNCEFORD (105) eine Indikationstabelle erstellt, die u.a. auch die rheumatoide Arthritis, die Bestrahlungsostitis und die congenitale Hüftdysplasie auswies. In den USA war die Tendenz zum hemialloarthroplastischen Eingriff wesentlich größer, da bis in die 60er Jahre hinein die Anwendung des Polymethylmethakrylates zur Fixation endoprothetischer Materialien verboten war, ohne die man aber die Fixation einer künstlichen Pfanne nicht vornehmen konnte.

BANDI (4) hat diese Indikationen wesentlich eingeschränkt. Für den hemialloarthroplastischen Eingriff gelten heute im wesentlichen folgende Anzeigen (Tab. 4):

Wie aus der Tabelle ersichtlich, hat die Zahl der Indikationen stark abgenommen, die Anzahl der relativen Indikationen ist dagegen relativ hoch. Über sie herrscht heute noch wenig Einigkeit. So schlagen EXNER sowie LANGE und HIPP (47,98) bei der Schenkelhalspseudarthrose sowie der Schenkelkopfnekrose die Implantation einer Hemialloarthroplastik vor, während BUCHHOLZ (18) den totalen Gelenkersatz anstrebt. Auch bei der Osteoporose gehen die Meinungen auseinander. Während WITT und JÄGER (194) bei bestehender seniler Osteoporose die Schenkelhalsfraktur primär durch eine Hemialloarthroplastik behandelt wissen möchten, tendieren andere Autoren wegen der Möglichkeit der Migration des künstlichen Kopfes nach cranial mehr zum totalprothetischen Ersatz (17,18).

Eine besondere Indikation ist der pathologische Schenkelhalsbruch. BLENKE und SAILER (8), BREUMER und JELLIFE (15), FUCHS (57), GANZ und RÜTER (58) sowie PARRISH und MURRAY (127) haben nachdrücklich auf die Möglichkeit der Versorgung pathologischer medialer Schenkelhalsfrakturen mit Alloarthroplastiken hingewiesen. Allerdings ist auch hier die Indikationsstellung nicht nur vom Lokalbefund sondern auch vom Gesamtzustand des Patienten abhängig.

Indikation	relative Indikation	Kontraindikation
1. med.Schenkelhalsfraktur PAUWELS III	1. med.Schenkelhalsfraktur PAUWELS I/II	1. med.Schenkelhalsfraktur PAUWELS I (Abduktionsbruch)
2. Schenkelhalsfrakturen mit starker Dislokation	2. radiogene Schenkelhalsfraktur	2. posttraumatische Hüftdeformitäten
3. Schenkelhalsfrakturen bei dekrepiden Patienten	3. starke senile Osteoporose	3. Pfannenveränderungen wie bei: Coxarthrosen, cong.Pfannendysplasien, Protrusio acetabuli, prim.chron.Polyarthritis, M. Bechterew, M. Paget
	4. posttraumatische Kopfnekrose	
	5. Schenkelhalspseudarthrose	
	6. Pat. mit M. Parkinson	
	7. Kombinationsbrüche nach Traumen ohne sichtbare Pfannenläsion (Schenkelhalsfraktur mit Kopfzertrümmerung)	
	8. Prothesenlockerung	

Tab. 4 Indikationen und Kontraindikationen zur Hüfthemialloarthroplastik bei über 70-jährigen Patienten.

Als absolute Kontraindikationen werden heute in voller Übereinstimmung alle die Erkrankungen angesehen, die zu einer Veränderung der natürlichen Pfanne geführt haben, wie dies bei der Coxarthrose, bei Zuständen nach spezifischer oder unspezifischer Coxitis, bei der angeborenen Pfannendysplasie, bei der Protrusio acetabuli und bei der primär chronischen Polyarthritis ist. In diesen Fällen ist ein totalprothetischer Gelenkersatz indiziert.

Die primäre Hemialloarthroplastik nach der medialen Schenkelhalsfraktur, die heute die Hauptindikation bei alten Menschen

ist, hat für die Behandlung der Patienten wesentliche Vorteile. Es ist eine klinische Erfahrung, daß alte Patienten eine längere Immobilisierung nicht vertragen. Es kommt sehr rasch zu Atrophien der Muskulatur, zu cardio-pulmonalen und cerebralen Komplikationen. Durch die lange Bettlägerigkeit, die für die konservative Behandlung von Schenkelhalsfrakturen notwendig wird, ist die Gefahr des Dekubitalgeschwürs sehr groß. Aus diesen Gründen entschließt man sich heute, wenn von internistischer und anaesthesiologischer Seite her keine Bedenken bestehen, die mediale Schenkelhalsfraktur bei über 70 Jahre alten Patienten innerhalb der ersten 48 Stunden mit einer primären Alloarthroplastik zu versorgen. Die frühe Mobilisierung steigert die Lebenserwartung erheblich. Auch bei metastatisch bedingten Schenkelhalsbrüchen ist die sofortige Mobilisierung nicht nur mit einer besseren Pflegemöglichkeit des Patienten verbunden, sondern führt darüber hinaus zu einer wesentlichen seelischen Restituierung des Kranken.

5.4 Die Operationstechnik bei der Hüftendoprothetik

Eine sorgfältige internistische Voruntersuchung und ggf. Vorbehandlung ist notwendig, da es sich vorwiegend um ältere Patienten handelt. Vor der Operation wird eine Röntgenaufnahme des Beckens und wenn möglich ein axiales Bild des betroffenen Hüftgelenks angefertigt.

Voraussetzung für die Implantation der Endoprothese ist eine genaue Konntnis der zu verwendenden Fremdmaterialien und die Beachtung einer strengen Aseptik. Das sorgfältige Reinigen und Abdecken des Operationsgebietes ist neben gewebeschonendem Operieren unbedingt Voraussetzung für einen infektionsfreien postoperativen Verlauf.

Für die Freilegung des Hüftgelenks gibt es verschiedene Zugänge (115,118,159)(Abb. 21).

Die laterale Standardincision (1 in Abb. 21). Sie geht von der Trochanter major-Spitze nach distal. Das wesentliche bei diesem Zugang ist die Abtragung des Ansatzes des M. vastus lateralis am Tuberculum innominatum. Sie ist indiziert bei intertrochantären Osteotomien und pertrochantären Oberschenkelfrakturen.

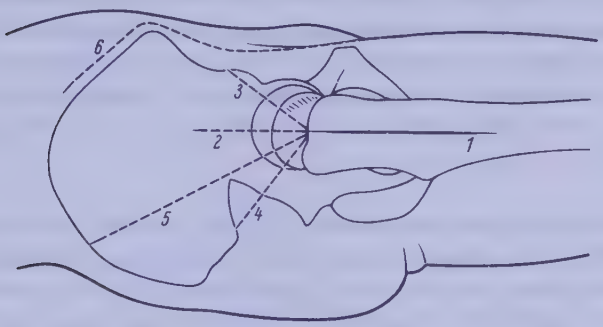

Abb. 21 Zugänge am Hüftgelenk.
Beschreibung im Text (115).

Die verlängerte Standardincision (2 in Abb. 21). In Modifikation der lateralen Standardincision wird diese etwa 7 cm cranial des Trochanter major beginnend und diesen überschneidend nach distal geführt. Die Abmeißelung der Glutealmuskulatur mit einem dünnen Knochensaum am Trochanter major ist charakteristisch bei diesem Zugang. Er ist indiziert bei Arthrodesen und Totalprothesen, bei denen eine Abmeißelung des Trochanter major notwendig ist.

Die WATSON-JONES-Incision (3 in Abb. 21). Diese beginnt distal wie eine laterale Standardincision und wird im Bereich des Tuberculum majus nach ventral in Richtung der Spina

iliaca anterior superior verlängert. Der Eingang zwischen Muskelloge der kleinen Gluteen und M. tensor fasciae latae mit evtl. Einkerbung der Gluteen gestattet einen guten Überblick auf den Schenkelhals. Die Indikationen sind die offene Schenkelhalsnagelung sowie die Implantation einer Totalprothese ohne Abmeißelung des Trochanter major.

Der posto-laterale Zugang nach GIBSON (5 in Abb. 21). Er erscheint uns nur dann indiziert, wenn der Schenkelhals stark verkürzt ist. Bei diesem Zugang wird eine Osteotomie des Trochanter major vorgenommen und dieser am Femurschaft nach distal verschoben, damit die Funktion der Außenrotatoren verbessert wird. Der Zugang ist indiziert bei zentralen Luxationen.

Der ventrale Zugang nach SMITH-PETERSEN in Modifikation von LETOURNEL (6 in Abb. 21). Dieser vordere Zugang ermöglicht eine gute Mobilisierung des Hüftgelenkes bei Flexionskontrakturen. Er gibt eine gute Übersicht über den ventralen Pfannenrand bis zum Pubisknochen. Da aber mehrere Muskelgruppen durchtrennt werden, kommt es hierdurch zu größeren Blutverlusten. Er ist indiziert bei ventralen Pfeilerfrakturen.

Der "southern exposure" nach MOORE (4 in Abb. 21). Dieser Zugang wird meistens bei Teilprothesen gewählt. Er hat den großen Vorteil, daß die Schnittführung außerhalb großer Muskelgruppen und Gefäßen bleibt und der Blutverlust unwesentlich ist. Darüber hinaus bleiben die wichtigsten Muskeln intakt, so daß die Gefahr der postoperativen Luxation gering ist. Nach Lagerung des Patienten auf der gesunden Seite und Abstützung des Beckens durch einen Halter, erfolgt das sterile Abdecken. Der Hautschnitt wird an der Außenseite des Oberschenkels etwa 10 cm unterhalb der Spina iliaca posterior superior über die untere Portion des M. gluteus maximus geführt. Er setzt sich dann nach außen und unten hinter den Trochanter major fort und verläuft an der posto-lateralen Oberschenkelseite. Danach erfolgt die Durchtrennung der

Fascia lata bzw. des Tractus ilio-tibialis. Sodann wird das hinter dem Trochanter major gelegene Fettpolster abpräpariert. Die nunmehr freiliegenden Außenrotatoren werden bogenförmig unter Belassung eines schmalen Saumes an der Crista intertrochanterica durchtrennt. Die Glutealgefäße im oberen Wundpol sind dabei zu schonen. Die Anzügelung des N. ischiadicus, wie dies SCHINK und SPIER (159) vorschlagen, halten wir für nicht erforderlich. Sodann wird der Oberschenkel im Hüftgelenk rechtwinklig gebeugt, adduziert und innenrotiert bis die Fußsohle gegen die Decke des Op.-Saales weist (Abb. 22).

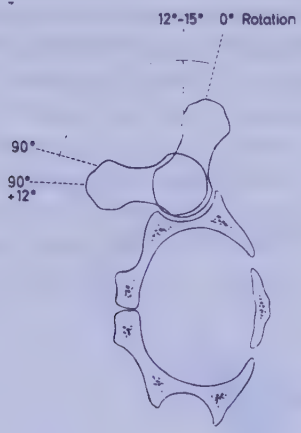

Abb. 22 Die physiologische Antetorsion. Sie wird erst durch die Innenrotation von 90° und 12° erhalten; der Schenkelhals liegt dann genau in der Horizontalebene (7).

Die jetzt gespannt freiliegende Hüftgelenkskapsel wird T-förmig incidiert, so daß der Femurkopf in der Hüftgelenkspfanne erscheint. Nach dem Absaugen des Frakturhämatoms wird der Femurkopf mittels eines T-Extraktors entfernt und die Gelenkpfanne von Hämatomresten gesäubert. Danach Entfernung des Lig. capitis femoris und Versorgung der entsprechenden

Arterie. Jetzt läßt sich der Schenkelhals freipräparieren und mit einer Vibrationssäge absetzen. Wichtig ist, daß oberhalb des Trochanter minor ein Schenkelhalsrest von etwa 1 QF Breite als Auflagefläche für die Endoprothese verbleibt. In den Stumpf des Schenkelhalses wird nun eine Nute eingeschlagen, deren Längsachse gegen den Hinterrand des Trochanter major gerichtet ist. Dadurch wird die physiologische Antetorsion des Schenkelhalses erhalten. Die Endoprothese wird eingepaßt und soll nach sanftem Druck durch die Kapselincision hindurch in die Pfanne gleiten und dort frei beweglich sein. Eine Resektion der Kapsel ist nicht erforderlich. Das Prothesenlager wird im Femurmarkkanal mit Hilfe einer Raspels vorbereitet und die Endoprothese probeweise in den Femurmarkkanal eingelegt. Hierbei ist darauf zu achten, daß die Spitze

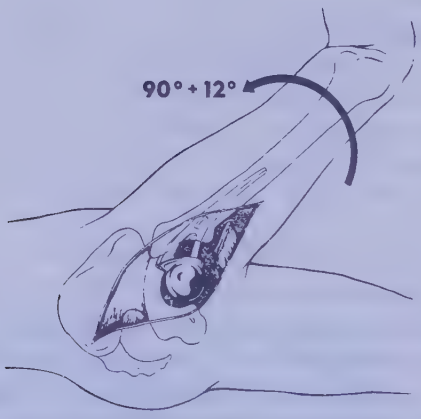

Abb. 23 Op.Situs beim Einpassen der Endoprothese. Der Prothesenschaft wird bei einer Drehung von 90° und 12° im Hüftgelenk horizontal eingeführt (7).

des Trochanter major etwa auf der Höhe des cranialen Viertels des Kopfdurchmessers liegt (4). Der Unterrand des Kopfes stützt sich auf den Stumpf des Schenkelhalses. Nach genauer

Prüfung der Endoprothesenlage wird in den Markkanal ein Redon-Drain eingeführt, um Luft und Blut nach außen abzuleiten. Dies ist wichtig für die exakte Plombierung der Markhöhle mit Knochenzement. Schließlich wird das vorbereitete Palacos in den Markraum eingebracht und danach das Drain gezogen. Nun wird die Endoprothese in der gewünschten Antetorsionsstellung (Abb. 23) eingeschlagen und bis zum Aushärten des Palacos fixiert. Das überschüssige Polymethylmethakrylat wird vor der völligen Erstarrung aus den Weichteilen und am Knochen entfernt. Das Acetabulum wird gespült und nach Aushärtung des Palacos die Reposition des Kopfes unter Extension, Streckung und Außenrotation des Oberschenkels vorgenommen. Dabei legt sich die Gelenkkapsel zumeist spannungslos über dem künstlichen Kopf an. Diese wird mit einigen Mersilene-Nähten adaptiert. Es wird jetzt die Luxationsneigung geprüft und eine sorgfältige Blutstillung im Op.-Gebiet durchgeführt. Nach Einlegen einer Redon-Drainage in die unmittelbare Nähe der Prothese, erfolgt die Naht der Außenrotatoren und der Fascia lata. Ein zweites Redon-Drain wird subcutan appliziert. Subcutan- und Hautnähte, steriler Verband.

6. Komplikationen und Fehler beim hemialloarthroplastischen Hüftgelenkersatz

Über Fehler und Gefahren der Alloarthroplastik ist unter dem Eindruck der ersten Mißerfolge schon frühzeitig berichtet worden (25,51,119).

In den letzten Jahren sind anhand von desolaten Einzelbeispielen (96), aber auch anhand systematischer Arbeiten (12, 13,182) die Gefahren der Gelenkersatzoperationen beschrieben worden.

Beim hemialloarthroplastischen Hüftersatz können wir folgende Fehler und Komplikationen zusammenfassen:

6.1 Fehlerhafte Indikationsstellung

Die präoperativen Fehler liegen im wesentlichen in einer falschen Indikationsstellung. Allgemeinzustand, Alter des Patienten und Lokalbefund entscheiden darüber, ob ein hemialloarthroplastischer Eingriff oder eine totalprothetische Versorgung vorgenommen werden muß. Nachdrücklich ist festzuhalten, daß bei den geringsten Anzeichen für Erkrankungen oder Mitbeteiligung der natürlichen Pfanne der Einsatz einer totalen Hüftgelenksendoprothese erforderlich wird. Die Problematik der Indikationsstellung ist ausführlich in 5.3 beschrieben worden.

6.2 Die intraoperativen Komplikationen

Sie umfassen größere intraoperative Blutungen, Nervenläsionen, Perforationen oder Fraktur des Femurschaftes sowie Distorsion des Kniegelenks.

Erhebliche Blutungen können durch Verletzungen des Ramus

communicans zwischen der A. obturatoria und der A. circumflexa fem. med. auftreten. Bei der Durchtrennung des M. quadratus femoris wird häufig der Ast der A. circumflexa fem. med. verletzt. Ihre Versorgung kann bei einem seitlichen oder vorderen Zugang mühsam sein. Ganz erhebliche intraoperative Blutverluste können durch Verletzung der A. oder V. femoralis prof. entstehen, vor allem durch HOHMANN-Haken, die in den Weichteilen angesetzt werden, ohne Kontakt mit dem Knochen zu haben.

Zur diaphysären Perforation des Femurs kann es durch unvorsichtiges Einschlagen der Raspel besonders in der dorso-lateralen Femurdiaphyse kommen. Dies geschieht leicht bei ausgeprägter Osteoporose. Deshalb ist vor einer zu groben Anwendung eines Hammers beim Einschlagen der Raspel zu warnen. Besser ist das Eintreiben der Raspel mit dem Handballen. Ist es zur Perforation gekommen, so muß der Defekt bis zur Füllung des Markkanals mit Palacos mit Hilfe einer Kompresse abgedichtet werden (13).

Bei der Reposition des metallischen Hüftkopfes kann es entweder durch Anwendung gröberer Gewalt oder bei Bestehen einer starken Osteoporose zu Frakturen des Femurs kommen. Tritt diese Komplikation auf, wird eine Versorgung der Fraktur mit einer AO-Platte unumgänglich. Bei der Operation ist darauf zu achten, daß die Schrauben, die zur Fixation der Platte benutzt werden, am Prothesenschaft vorbeigebohrt werden.

Nervenläsionen betreffen in den meisten Fällen den Nervus ischiadicus, der durch HOHMANN-Haken, Messer oder Schere verletzt werden kann. Postoperativ kommt es dann zu einem Ausfall der Quadrizeps-Muskulatur. Die Nachbehandlung ist durch die erschwerte Mobilisierung des Patienten oft problematisch. Werden die Fasern des M. gluteus maximus stumpf auseinander gedrängt und erfolgt die Führung des Messers parallel zur Pfanneneingangsebene, so ist ein Absinken der Instrumente in Richtung auf das Foramen ischiadicus majus zu verhindern

(182). Eine Freilegung und Anzügelung des N. ischiadicus, wie das SCHINK und SPIER (159) vorgeschlagen haben, erscheint uns bei Beachtung dieser Regel nicht notwendig, zumal die Freilegung aus dem umliegenden Fettgewebe und die Anzügelung des Nerven zu mechanischen Irritationen des Nerven führen kann.

Wurde der Nerv verletzt, so ist die sofortige Naht des Perineuriums notwendig. Entdeckt man eine Parese erst in der postoperativen Phase und zeigt sie keine Rückbildungstendenzen, so ist die operative Revision innerhalb von 6 Wochen angezeigt (182). Durch das Überdehnen des N. ischiadicus beim Hüftbeugen und maximaler Innenrotation während der Operation, kann es ebenfalls zur Parese kommen. Darüber hinaus kann durch Ausübung von Druck und durch falsche Lagerung des Patienten im Bereich des Fibulaköpfchens eine Peroneusparese ausgelöst werden. Die Distorsion des Kniegelenks kann besonders bei alten Menschen beim intraoperativen Luxationsmanöver vorkommen. Prädisponiert dafür sind Patienten mit gonarthrotischen Veränderungen (13). Treten postoperativ Gelenkergüsse größeren Ausmaßes auf, sind diese in der üblichen Weise zu behandeln. Bei Verletzungen der Bänder ist eine operative Versorgung indiziert. Eine wesentliche intraoperative Komplikation ist das Einsetzen einer falschen Endoprothesenkopfgröße durch den Operateur. Wie FRIEDEBOLD (54) herausgestellt hat, bedeutet die Wahl eines zu kleinen Kopfes, daß die natürliche Pfanne einem ständigen Protrusionseffekt ausgesetzt ist. Besonders wenn eine stärkere Osteoporose besteht, kann es relativ rasch zum Durchwandern des Pfannenbodens kommen. Wählt man den Endoprothesenkopf zu groß, werden in einem hohen Maße die Pfannenränder belastet, da der zu große Kopf nicht in die Tiefe der Pfanne gleiten kann. Die Folge ist die wiederholte Luxation des Kopfes nach cranial.

Eine Grenzsituation ergibt sich dann, wenn der Endoprothesenkopf die Größe des natürlichen Kopfes nur ganz geringfügig überschreitet (54). Bei der statischen Belastung formt sich

der implantierte Hüftkopf jetzt durch Pressdruck eine Pfanne, die seiner Größe entspricht. Röntgenologisch ist der Gelenkspalt nicht mehr erkennbar. Die subchondralen Knochenbezirke weisen dann das Bild der subchondralen Sklerosierung auf. Diese Patienten klagen über zunehmende Beschwerden, meistens wird jetzt ein totalprothetischer Gelenkersatz notwendig. Es ist unbedingt erforderlich, den Prothesenkopf probeweise bei der Operation anzupassen. Die Kopfgröße ist dann richtig gewählt, wenn beim Einpassen ein Ansauggeräusch wahrnehmbar und eine passive freie Beweglichkeit in allen Gelenkebenen vorhanden ist.

6.3 Die Frühkomplikationen

Oberflächliche und tiefe Thrombosen und Thrombembolien können sowohl durch frühe krankengymnastische Mobilisierung als auch durch die routinemäßige prä- und postoperative Anwendung von Antikoagulantien vermieden werden. Genaue Angaben über die Thrombosehäufigkeit, durch Phlebographien verifiziert, liegen nach Hüftgelenkseingriffen nicht vor. Ein Großteil der Thrombosen entgeht sicherlich der Diagnose, weil das klinische Bild oft uncharakteristisch ist.

Nachblutungen aus der Wunde und Ausräumungen von Wundhämatomen waren vor Anwendung der JOSTschen Redon-Drainage wesentlich häufiger. Kommt es dennoch zu einer postoperativen Hämatombildung, muß dieses wegen der erhöhten Infektionsgefahr und Kalzifizierungsneigung ausgeräumt werden.

Die frühe Luxation des künstlichen Hüftkopfes aus seiner natürlichen Pfanne ist in den ersten postoperativen Tagen zumeist bedeutungslos. Sie kann darauf beruhen, daß vor der Tonisierung der Muskulatur die an der Operation Beteiligten oder das Krankenpflegepersonal die Luxationsbewegungen wiederholt haben (182). Die sofortige Reposition gelingt oft mühelos ohne Narkose. Da die Luxationsgefahr in der ersten

postoperativen Woche besonders groß ist, muß zur Vermeidung dieser Komplikationen sofort mit isometrischen Spannungsübungen begonnen werden. Dies ist um so notwendiger bei alten Menschen, deren Muskulatur schnell atrophiert. Bei der Krankengymnastik sollen grobe Rotationsbewegungen anfänglich nicht durchgeführt werden, da die Luxationsgefahr bei schlecht tonisierter Muskulatur groß ist. Treten nach der ersten Woche Luxationen auf, so liegt dies entweder an einer fehlerhaften Position der Kopf-Hals-Prothese durch zu starke Anteversion oder Retroversion oder an einem extrem schlaffen Muskeltonus. Außerdem kann eine Adduktorenkontraktur eine bestehende Luxationsneigung verstärken.

6.4 Die Spätkomplikationen

Die immer wieder beobachteten Lockerungen der Prothese im Schaftbereich können verschiedene Ursachen haben. Diese Komplikationen sind meist zu verhindern, wenn der künstliche Schaft ganz in Palacos eingebettet wird. Hat man dennoch aufgrund von Schmerzangaben, möglicherweise auch durch entsprechende labormedizinische Daten erhärtet, den Verdacht auf eine infektbedingte Lockerung, so kann der sichere Nachweis trotzdem schwierig sein. Im Röntgenbild erkennbare osteolytische Zonen um den Prothesenschaft können, müssen aber noch kein Beweis für eine Lockerung sein. Nach einem Vorschlag von WEIGERT et al. (182) kann man durch folgende Technik eine Femurschaftlockerung nachweisen oder ausschließen: Es werden zwei Röntgenaufnahmen des Oberschenkels in Hüftbeugung angefertigt, wobei einmal der Oberschenkel gestaucht, das andere Mal an ihm gezogen wird. Durch Vergleich beider Röntgenbilder läßt sich, wenn eine Lockerung vorliegt, ein jeweils verschiedener Abstand der Endoprothesenhalskrempe von ihrer knöchernen Auflage feststellen. SALVATI et al. (151) schlugen bei schwer zu klärenden Fällen die Kontrastmittelarthrographie vor. Die Diagnose ist dann gesichert, wenn nach Injektion von ca. 10-15 ml Urografin das Kontrastmittel zwischen

Palacosplombe und Knochen als dünner Saum nachweisbar ist.

Die Ursachen für eine Prothesenlockerung liegen entweder in einer mangelhaften Verankerung der Alloarthroplastik, in einer postoperativen Infektion oder im Auftreten einer sterilen Spätentzündung (157); letztere ist durch das Entstehen eines käsigen sterilen Detritus charakterisiert. Die unzureichende mechanische Fixierung führt zunächst durch Mikrowackelbewegungen zur Nekrose der stehengebliebenen randständigen Spongiosabälkchen und damit zu einer fortlaufenden Lockerung des Implantates.

Den häufig beschriebenen postoperativen Verkalkungen liegen degenerative Gewebsveränderungen zugrunde, die wesentlich durch die Wirkung des Palacos auf die Weichteile zurückzuführen ist (43). Darüber hinaus sind die paraartikulären Verkalkungen sicherlich das Resultat einer mangelhaften Gewebeschonung während der Operation. Im Verlauf der Degeneration des Bindegewebes kommt es dann zu Kalksalzablagerungen, die nicht nur zu Schmerzen und Bewegungseinschränkungen führen, sondern sich auch infizieren können. Nach Ansicht von BOITZY (13) stellen in Wirklichkeit ein Großteil der röntgenologisch nachweisbaren Verkalkungen echte Verknöcherungen dar. Sie haben ihren Ursprung in Knochenfragmenten, die in den Weichteilen liegen geblieben sind. Die sorgfältige intraoperative Entfernung überschüssiger Palacosreste ist deshalb ebenso wichtig wie die fortlaufende Spülung des Op.-Gebietes zur Entfernung von Knochenspähnen und Fragmenten.

Das histologische Bild der Verkalkungsprozesse ist durch Ausbildung autophagaler Vakuolen, fokaler Cytoplasmanekrosen und lyosomaler Strukturen gekennzeichnet (160). WILLERT und SEMLITSCH (190) konnten Palacosteilchen im Plasma von Fremdkörperriesenzellen und einkernigen Macrophagen nachweisen. Die Akrylat speichernden Zellen befanden sich besonders in der Nähe von Gefäßen, so daß ein Abtransport über die perivaskulären Lymphspalten naheliegend ist.

Der Wunsch, die Quote der postoperativen Infektionen nach Hüftgelenkseingriffen zu senken, hat zur Empfehlung verschiedener Behandlungsprinzipien geführt. Wir verstehen unter den postoperativen Infektionen sowohl die primären Wundheilungsstörungen wie infizierte Hämatome, eitrige Wundrandnekrosen und epifasciale Abszesse, als auch alle Formen der Spätinfektionen, die mit einer Implantatlockerung einhergehen.

Zur Verminderung des Infektrisikos gibt es heute verschiedene Maßnahmen. Neben der Verwendung von selbstklebenden Folien, genauer Abdeckung und Spülung des Op.-Gebietes mit antibiotikahaltigen Lösungen hat die präoperative Impfung mit polyvalenter Staphylococcenvaccine durch WEBER eine große Rolle gespielt. Der Op.-Termin wird nach der Impfung so geplant, daß die Patienten zur Zeit des höchsten Antikörpertiters etwa 6 Wochen nach Beginn der Vaccination zur Operation kommen (181). WEBER und STÜHMER führten 1970 ebenfalls zur Vermeidung der postoperativen Infektion die von CHARNLEY entwickelte ultrasterile Operationsbox, das sog. "Greenhouse", im deutschsprachigen Raum ein (180). Die Konstruktion dieses Operationsraumes beruht auf der Überlegung, daß ein Großteil der Wundinfekte durch Kontamination mit in der Luft befindlichen Bakterien zustande kommt.

Eine weitere Verminderung der tiefen Infektion ist durch die Einführung des Refobacin-Palacos durch BUCHHOLZ (23,24) möglich geworden. BUCHHOLZ unterscheidet die Früh- von der Spätinfektion. Die Frühinfektion geht praktisch immer mit einer Fistelung nach außen einher, die sich schon wenige Tage nach der Operation entwickelt. Die Spätinfektion kann sich ebenfalls schon wenige Tage nach der Operation mit uncharakteristischen Beschwerden in der operierten Hüfte ankündigen. Allmählich kommt es dann zur zunehmenden Lockerung des Implantates und damit verbundenen Belastungsschmerzen. Eine Fistelung nach außen kann sich innerhalb von Wochen und Monaten, aber auch erst nach Jahren einstellen. Obligat ist sie keinesfalls. Die Ursache der tiefen Infektion ist die seit

langem bekannte mangelhafte Resistenz langer Röhrenknochen und des knöchernen Beckens gegen Krankheitserreger, besonders wenn Fremdimplantate eingebracht werden. Durch Bohren, Fräsen und Raspeln kommt es zwangsläufig zu erheblichen Nekrosezonen im Knochen, die ein guter Nährboden für Bakterien sind. Diese können entweder aerogen, lymphogen oder haematogen das Op.-Gebiet besiedeln.

Begünstigt wird der schleichende tiefe Infekt durch die Poren und unregelmäßigen Strukturen des Palacos, in denen sich die Bakterien festsetzen können. Dort entziehen sie sich in vielen Fällen den humoralen Abwehrstoffen des Körpers. Auffallend ist ein hoher Anteil von fakultativ pathogenen Keimen bei der tiefen Infektion. BUCHHOLZ konnte verschiedene Anaerobier, Staphylococcus albus und verschiedene Coryne-Bakterien nachweisen, während bei der Früninfektion immer eine große Anzahl primär pathogener Keime gefunden wurde (20).

7. Eigene Untersuchungen

7.1 Untersuchungsergebnisse

In der Zeit vom März 1969 bis September 1973 wurden in der Chirurgischen Klinik des Klinikum Steglitz der FU Berlin insgesamt 72 Hüftteilprothesen eingesetzt. Es handelte sich um 68 Frauen und 4 Männer. Bei der Beurteilung schieden von vornherein zwei Patienten aus, da weder die Akten noch die Röntgenbilder archiviert waren.

Das Durchschnittsalter der 70 Patienten, deren Krankenblätter ausgewertet wurden, lag bei 77 Jahren (53-93 Jahre)(Abb. 24).

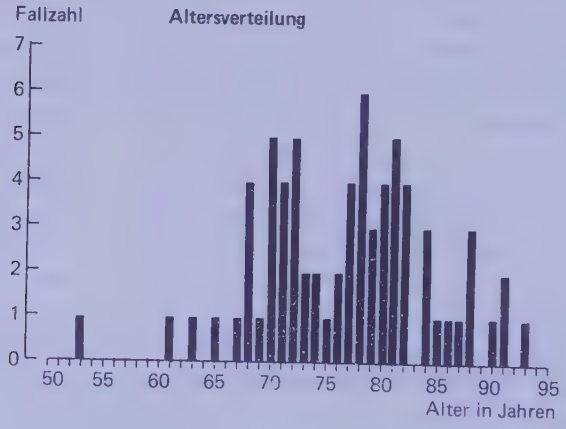

Abb. 24 Die Altersverteilung.

Die Frakturen entstanden 56 mal durch private Unfälle (Sturz auf der Straße, in der Wohnung, etc.), 3 mal durch Verkehrsunfälle; 10 mal kam es zu Spontanfrakturen ohne adäquate Traumen. Bei einer Patientin war der Unfallhergang nicht zu eruieren.

Bei 4 Patienten war bereits eine Voroperation an der Hüfte vorausgegangen: zwei POHLsche Rohrlaschen, ein Schenkelhalsnagel und eine 130°-Winkelplatte.

Die Auswertung der Unfallbilder ergab 65 mediale Schenkelhalsfrakturen vom Typ PAUWELS III, 4 PAUWELS II-Frakturen sowie eine laterale Schenkelhalsfraktur.

Das histologische Bild der Resektate von Kopf und Hals zeigte in 4 Fällen Malignommetastasen, 5 mal pagetartige Umwandlungen der Corticalislamelle und unregelmäßige Rarifizierung der Spongiosa; bei drei alten Frakturen ließen sich zwei Kopfnekrosen und eine Pseudarthrose nachweisen. Bei allen anderen frischen Frakturen war die Ursache eine z.T. erhebliche Osteoporose des Schenkelhalses (Tab. 5).

	Malignom-metastasen	Osteo-porose	Kopf-nekrose	Pseudar-throse	pagetartige Umwandlung
Anzahl der Fälle	4	63	2	1	5

Tab. 5 Patholog.-anatomische Befunde bei 70 Patienten.

Die stationäre Verweildauer betrug im Durchschnitt 34 Tage (2-180 Tage). Bei 41 Kranken, die das Krankenhaus bis zum 31. Tag nach der Aufnahme verlassen konnten, betrug sie lediglich 21 Tage.

Im Durchschnitt waren die Patienten 13 Tage bettlägerig. Bei 40 Patienten, die nicht länger als 7 Tage an das Bett gefesselt waren, wurde eine wesentlich schnellere postoperative Mobilisierung erreicht. Die Bettlägerigkeit belief sich bei diesen lediglich auf 3 Tage.

Von 70 Patienten konnten 33 (= 47,1 %) nicht nachuntersucht werden, da sie unterdessen verstorben waren: 17 Patienten verstarben während des Klinikaufenthaltes, was einer Letalität von 24,3 % entspricht. 11 Patienten (= 15,7 %) verstarben extern, ohne daß eine Todesursache zu ermitteln war. 5 Patienten (= 7,1 %) verstarben außerhalb des Hauses an unfallunabhängigen Erkrankungen.

Der postoperative Beobachtungszeitraum lag zwischen 6 bis 40 Monaten, im Durchschnitt bei 15 Monaten. Von den 37 Patienten, die zum Zeitpunkt der Nachuntersuchung noch lebten, schied eine Patientin aus, weil wir bei ihr unterdessen eine Totalprothese eingesetzt hatten. 6 Patienten kamen trotz mehrfacher Aufforderung nicht zur Nachuntersuchung, 3 von ihnen waren aber zu telefonischen Auskünften bereit. Bei diesen Patienten fehlt allerdings die Röntgenkontrolle. Es wurden also insgesamt 33 Patienten (47,1 %), davon 30 mit Röntgenkontrollen, nachuntersucht.

Die Krankenblätter aller 70 Patienten wurden auf präoperative Risikofaktoren durchgesehen. Schwere, besonders chronische Erkrankungen an Lunge, Niere, Leber, Herz- und Kreislauforganen wurden ebenso ausgewertet wie reduzierter oder übermäßiger Ernährungszustand, ein Diabetes mellitus, eine präoperativ bekannte Osteoporose. Besonders berücksichtigt wurden maligne Erkrankungen. 63 Patienten (90,0 %) hatten zwei oder mehr Risikofaktoren. Lediglich 4 Kranke (5,7 %) wiesen in den klinischen Befunden lediglich einen und 3 Patienten (4,3 %) keinen Risikofaktor auf (Tab. 6).

Kritisch durchgesehen wurden die 70 Unfallbilder und 69 unmittelbaren postoperativen Aufnahmen in bezug auf die Indikationsstellung und die intraoperativen technischen Fehler.

Dabei fand sich, daß bei 58 Patienten die Indikation zum hemialloarthroplastischen Ersatz richtig gestellt war. Unter ihnen finden sich 4 Patienten, die jünger als 70 Jahre waren

und pathologische Frakturen bei metastasierenden Malignomen aufwiesen. Bei 12 Patienten war die Indikation falsch gestellt: 6 davon waren unter 70 Jahre alt und deshalb für eine Hemialloarthroplastik zu jung; 6 ältere Patienten zeigten im

Risikofaktoren		Anzahl der Patienten
Herz-Kreislauf	(z.B. Zustand nach Herzinfarkt, labiler Hypertonus)	58
Lunge	(z.B. Lungenemphysem, Tbc, Metastasen)	31
Osteoporose		31
Ernährung	(z.B. Adipositas, Kachexie)	23
Cerebrum	(z.B. Parkinsonismus, Zustand nach Apoplexie, cerebrale Verwirrungszustände)	20
Niere/Leber	(z.B. chron. Pyelonephritis, chron. Hepatitis)	14
Stoffwechsel	(z.B. Diabetes mell.)	10
Malignome	(z.B. metastasierende Carcinome)	8
primär chronische Polyarthritis		2
Rheuma		1
Sklerodermie		1
Pseudomucinkystom		1

Tab. 6 Die präoperativen Risikofaktoren.

Röntgenbild deutliche präarthrotische Zeichen, so daß auch hier eine Totalprothese besser gewesen wäre.

Technische Fehler bei der Operation bezogen sich auf die Größe des verwandten Prothesenkopfes; bei 67 Patienten wurde er richtig gewählt, bei 3 Patienten war er zu klein. Die Re-

sektion des Schenkelhalses war in 10 Fällen zu sparsam, so daß ein Trochantertiefstand mit Beinverlängerung resultierte. Bei 61 Kranken wurde ausreichend reseziert.

Intraoperativ kam es bei 2 Patienten zur Perforation des Femurschaftes durch die Raspel, einmal zu einer Distorsion des Kniegelenks ohne Läsion des Bandapparates. Cardiovaskuläre Komplikationen mit Blutdruckabfällen von mehr als 20 mm Hg sowie Rhythmusstörungen zeigten 11 Patienten, einer kam in tabula vor Einsetzen der Endoprothese durch eine Lungenembolie ad exitum. Ein zweiter Patient verstarb während eines notwendig gewordenen Zweiteingriffes (Reposition einer luxierten Hüfte) ebenfalls im Operationssaal durch eine Fettembolie. Beide Lungenembolien wurden durch Sektion nachgewiesen.

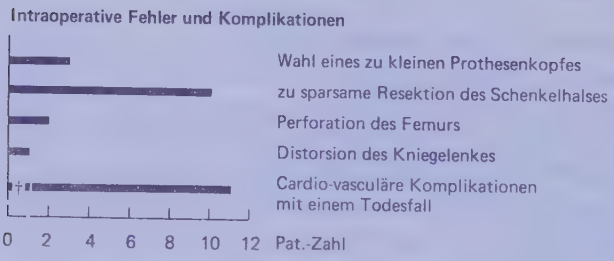

Abb. 25 Die intraoperativen Fehler und Komplikationen. Sie sind auf die primäre Operation bezogen.

Blutverluste über 1000 ml, respiratorische Störungen, Aspirationen, Allergie auf Plasmaexpander oder Blutkonserven, Nervenverletzungen, sowie Frakturen des Femurschaftes haben

wir nicht beobachtet (Abb. 25).

Die postoperativen Störungen wurden in Früh- und Spätkomplikationen unterteilt. Die häufigste Frühkomplikation (1. - 3. Woche)(Abb. 26) war der Tod durch Herz-Kreislaufversagen bei 10 Patienten. 2 Patienten erlitten eine Fettembolie, ein Patient eine fulminante Lungenembolie bei bestehender Thrombophlebitis. Darüber hinaus sahen wir eine Peronaeusparese,

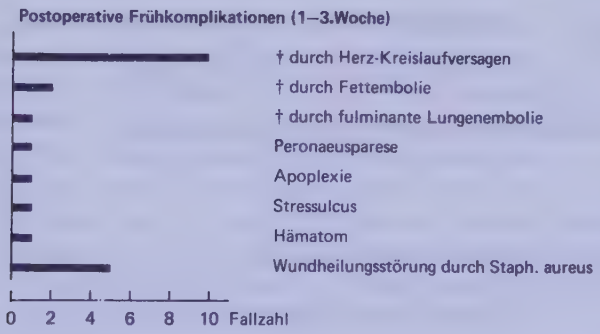

Abb. 26 Die postoperativen Frühkomplikationen.

eine Apoplexie, ein Stressulcus, das konservativ behandelt wurde, und ein großes postoperatives subcutanes Hämatom, das ausgeräumt werden mußte. Wundheilungsstörungen, sämtlichst durch Staph. aureus hervorgerufen, beobachteten wir in 5 Fällen. Es ergeben sich somit bei 22 Patienten (31,4 %) Frühkomplikationen.

An Spätkomplikationen (Abb. 26a) nach der 3. Woche beobachteten wir 4 Todesfälle durch Herz-Kreislaufversagen. Darüber hinaus sahen wir einen schleichenden Infekt sowie eine chronische Fistel; beide entwickelten sich aus der Patienten-

gruppe, die Wundheilungsstörungen als Frühkomplikationen aufwies. Des weiteren sahen wir zwei Spätluxationen und zwei Lockerungen des implantierten Femurschaftes. Von 10 Patienten mit Spätkomplikationen scheiden zwei aus, da sie aus den

Treppensteigen	Patientenzahl
möglich	25
schlecht	7
unmöglich	1
insgesamt	33

Schuhebinden	
möglich	29
schlecht	-
unmöglich	4
insgesamt	33

Gehleistung		
unmöglich	1	
bis 5 min	3	(2 U)
bis 15 min	6	(1 U)
30 - 60 min	10	(2 U)
über 60 min	13	(2 U)
insgesamt	33	

Schmerzen		
schmerzlos	11	-
Rücken	7	(2 W)
Hüfte	17	(5 W)
Knie	6	(2 W)

Tab. 7 Die subjektiven postoperativen Befunde. W = Schmerzen bei Wetterwechsel. U = Einschränkung der Gangleistung durch Unsicherheit.

Frühkomplikationen hervorgegangen sind, somit verbleiben 8 Spätkomplikationen (11,4 %). Die Höhe der postoperativen Komplikationen insgesamt beläuft sich also auf 42,8 %.

Die Nachuntersuchung erstreckte sich auf eine katamnestische Erhebung mit Angaben über das subjektive Befinden der Patienten sowie auf eine Röntgenkontrolle des gesamten Beckens und proximalen Femurs. Die objektiven Befunde wurden nach dem Untersuchungsschema von MERLE d'AUBIGNE erhoben.

Die subjektiven Angaben betrafen Treppensteigen, Schuhebinden und Schmerzen. Für die Mehrzahl der Patienten war das Treppensteigen, die Gangleistung sowie das Schuhebinden in befriedigendem Ausmaß möglich. 11 Kranke waren schmerzfrei, 19 klagten über Schmerzen in je zwei Nachbargelenken (Wirbelsäule bzw. Knie), 3 Patienten hatten sowohl in der Hüfte als auch im Rücken und im Knie Beschwerden. Relativ häufig gaben die Operierten Schmerzen bei Wetterwechsel an. Darüber hinaus war eine Reihe von Patienten in ihrer Gehleistung durch ein Gefühl der Unsicherheit eingeschränkt (Tab. 7).

Die Röntgenverlaufskontrollen von 30 Patienten erbrachten folgende Ergebnisse (Abb. 27):

10 Patienten (= 33,3 %) waren ohne pathologischen Röntgenbefund. 11 Patienten (= 36,7 %) zeigten einen pathologischen Befund, während 9 Patienten (= 27,3 %) zwei oder mehrere pathologische Veränderungen aufwiesen. Bei 10 Patienten waren Anzeichen einer geringen subchondralen Sklerosierung, bei 4 mittelgradige Veränderungen dieser Art nachzuweisen. 8 Kranke hatten deutliche periartikuläre Verkalkungen, bei 5 war der Gelenkspalt deutlich verschmälert. Bei 2 Patienten ließ sich eine ausreichende mediale Abstützung des Implantates nicht nachweisen, und bei 4 Patienten wies der Kopf eine Migrationstendenz nach dorsal auf.

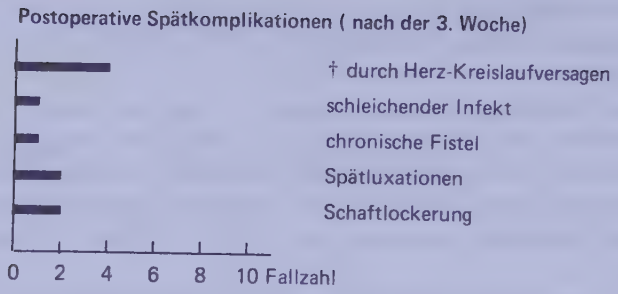

Abb. 26a Die postoperativen Spätkomplikationen.

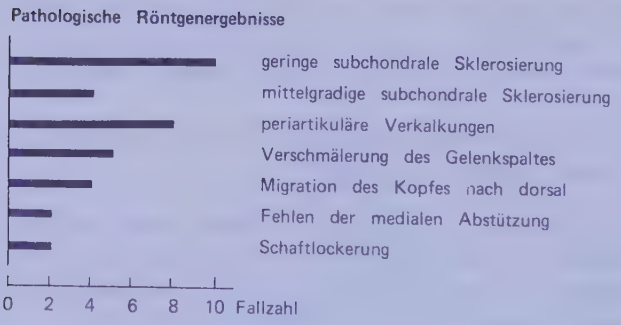

Abb. 27 Ergebnis der Röntgenkontrolluntersuchungen.

Die objektiven Befunde im folgenden modifizierten Untersuchungsschema nach MERLE d'AUBIGNE festgehalten (45) (Tab. 8):

Bewertung	Schmerzen	Beweglichkeit	Gehen
0	sehr heftig und anhaltend	Ankylose mit Fehlhaltung	unmöglich
1	sehr heftig, den Schlaf verscheuchend	klin. Ankylose mit leichter oder gar keiner Fehlhaltung	nur mit Krücken
2	heftige Schmerzen beim Gehen, die jede Tätigkeit verunmöglichen	max. Flexion 40°, Abduktion 0° oder leichte Fehlstellung	nur mit 2 Stökken bzw. 15 min
3	lebhafte, aber erträgliche Schmerzen mit Einschränkung der Tätigkeit	max. Flexion zwischen 40° und 60°	mit einem Stock (auf weniger als 45 min beschr.), sehr schwierig ohne Stock
4	Schmerzen nur nach dem Gehen, verschwinden bei Ruhe	max. Flexion zwischen 80° und 90°; Patient kann Schuhe selber binden	Marschdauer beschränkt auf 90 min Hinken
5	sehr leichte, intermittierende Schmerzen, welche die normale Tätigkeit nicht behindern	max. Flexion zwischen 80° und 90°. Abduktion erreicht 150°	ohne Stock, aber leichtes Hinken
6	vollständig schmerzfrei	Bewegung nicht eingeschränkt	normal

Tab. 8 Untersuchungsschema nach MERLE d'AUBIGNE.

Wir hatten folgende Ergebnisse (Tab. 9):

Bewertung		Schmerzen	Beweglichkeit	Gehen
0		1	-	1*
1	schlecht	2	-	1,1*
2		-	1	3
3	mäßig	-	3	2
4		6	6	4
5	gut	13	8	6
6	sehr gut	11	15	15
Patientenzahl		33	33	33

Tab. 9 Untersuchungsergebnisse von 33 Nachuntersuchungen.

Bezogen auf die Schmerzen fanden sich also bei 3 Patienten schlechte, bei 6 Patienten mäßige, bei 24 Patienten gute bis sehr gute Ergebnisse.
Die Beweglichkeit war bei einem Patienten schlecht, bei 9 mäßig, bei 23 gut bis sehr gut.

Das Gehen war 6 Patienten unmöglich oder erheblich eingeschränkt, 6 Patienten boten eine mäßige Gangleistung. 21 Patienten hatten eine gute bis sehr gute Gehstrecke. In der obengenannten Tabelle werden 2 Patienten mit * bezeichnet. Diese waren durch psychiatrische und neurologische Krankheitsbilder (ausgeprägte cerebrale Verwirrungszustände, schwerer Parkinson) stark in ihrer Gehleistung eingeschränkt. Die klinische Durchuntersuchung sowie das Röntgenbild zeigten aber ein einwandfreies operatives Ergebnis sowie eine gute

passive Gelenkbeweglichkeit (Abb. 28).

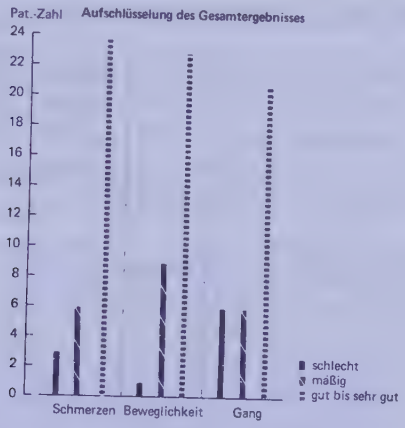

Abb. 28 Aufschlüsselung des Gesamtergebnisses.

7.2 Diskussion der Ergebnisse

Über die Verwendung von Hüfthemialloarthroplastiken liegt sowohl in der anglo-amerikanischen Literatur (2,3,5,104) wie auch im deutschen Sprachraum (6,7,17,106) eine ganze Anzahl von Erfahrungsberichten vor.

Während im anglo-amerikanischen Schrifttum die Indikationsstellung in bezug auf Alter und Lokalbefund sehr weitgefaßt wurde (3,105), sind im deutschen Schrifttum sowohl die Indikationen als auch das Alter zunehmend eingegrenzt worden (53,63,194). Aber auch in jüngerer Zeit gibt es immer noch Autoren, die für die Hemialloarthroplastik die unterste Altersgrenze bei 50 Jahren festsetzen. MAURER und SCHOLZE (106) berichteten sogar aus ihrer unfall-chirurgischen Arbeit über

18 Patienten, die jünger als 50 Jahre alt waren und mit einer Teilprothese des Hüftgelenks versorgt wurden. Dieses Vorgehen entspricht aus o.g. Gründen sicherlich nicht mehr dem heute üblichen Stand der Indikationsstellung.

Das Durchschnittsalter unserer vorwiegend unfall-chirurgischen Patienten ist mit 77 Jahren relativ hoch. BUCHHOLZ (17) gab ein Durchschnittsalter von 71,9, BECK (7) von 70,5 und APLEY et al. (3) von 63 Jahren an. Lediglich BANDI (4) lag mit 82 Jahren höher als unser Kollektiv.

Der durchschnittliche Krankenhausaufenthalt unserer Patienten betrug 34 Tage, bei Kranken mit unkompliziertem postoperativen Verlauf 21 Tage. BANDI (4) errechnete für seine Patienten eine durchschnittliche Liegedauer von 42 Tagen bzw. 26 Tagen bei unkompliziertem postoperativen Verlauf. BUCHHOLZ (17) gab an, daß 47,6 % seiner Patienten bis zu einem Monat, 44,6 % bis zu zwei Monaten und 7,8 % mehr als zwei Monate im Krankenhaus verbrachten.

Die Notwendigkeit der frühzeitigen postoperativen Mobilisation wird allgemein festgestellt. Unterschiedlich sind die Auffassungen über den frühesten Zeitpunkt der Belastung nach der Operation. Während MAURER und SCHOLZE (106) die Patienten 3 Tage, WITT und JÄGER (194) 2 Tage nach der Operation aufstehen ließen, betrug die postoperative Bettlägerigkeit bei BANDI durchschnittlich 10 Tage. Unsere Patienten verließen im Durchschnitt nach 13 Tagen das Bett, allerdings konnten die Patienten, die einen ungestörten postoperativen Verlauf aufwiesen, nach 3 Tagen mobilisiert werden.

Die präoperativen Risikofaktoren wurden bei keinen der Autoren eruiert (3,4,6,7,17,104,194). Wir ermittelten bei 63 Patienten (= 90,0 %) immerhin zwei oder mehr Risikofaktoren. Dies läßt die relativ hohe Letalität unseres Patientengutes (17 Patienten = 24,3 %) in einem anderen Licht erscheinen. BANDI (4) errechnete eine Letalität von 14 %, BUCHHOLZ (17)

in den ersten 6 postoperativen Wochen 5,3 %. BECK (7) gibt eine Letalität von 9,0 % an.

Eine systematische Antikoagulantientherapie sowie die Anwendung von Lipostabil, wie dies andere Autoren (13,161) vorschlagen, haben wir bei dem von uns untersuchten Kollektiv nicht durchgeführt.

Der durchschnittliche Zeitpunkt der Nachuntersuchung lag bei unseren Patienten bei 15 Monaten. Jahrelange Beobachtungszeiträume liegen besonders im anglo-amerikanischen Schrifttum vor (3,5,104). BANDI (4) überblickt nach teilprothetischem Gelenkersatz Patienten, die er im Durchschnitt nach 29 Monaten nachuntersuchte, wobei er diese Nachuntersuchungen schon zu den Spätergebnissen zählt. Echte Spätergebnisse werden aber selten erhoben werden können, da wegen des hohen Alters ein Großteil der Patienten verstorben ist. Auch daraus wird verständlich, daß unser nachuntersuchtes Kollektiv von 33 Patienten (47,1 %) relativ klein war.

Bei der Durchsicht der Literatur fiel auf, daß nur allgemeine Arbeiten über die intraoperativen Fehler bei der Alloarthroplastik existieren (54,182). Wir haben diesen Hinweis aufgenommen und unsere Krankenunterlagen und die Röntgenbilder auf Fehler durchgesehen, die durch die Operateure zustande kamen. Dabei waren falsche Indikationsstellung, Wahl einer falschen Kopfgröße sowie eine nicht ausreichende Resektion des Schenkelhalses Faktoren, die für die schlechten Ergebnisse verantwortlich waren (Vergl. dazu Abb. 25 und Abb. 28).

Die Röntgenverlaufskontrollen zeigten bei 14 Patienten Anzeichen einer subchondralen Sklerosierung bei einer durchschnittlichen Laufzeit von 15 Monaten. Präoperativ waren lediglich bei 6 Patienten präarthrotische oder arthrotische Veränderungen zu sehen. Die Zunahme der in so kurzer Zeit auftretenden Veränderungen der Gelenkpfanne weisen auf die

Gefahren des hemialloarthroplastischen Ersatzes hin. Die Mehrzahl der sehr guten und guten Ergebnisse in unserem Kollektiv soll nicht darüber hinwegtäuschen, daß sicherlich ein großer Teil der Patienten bald über zunehmende Beschwerden im Bereich der operierten Hüfte klagen wird und ein Zweiteingriff notwendig werden wird. Es sei hervorgehoben, daß bei einer Reihe von Autoren (3,104,106), die z.T. sehr junge Patienten und auch Kranke mit erheblichen Pfannenveränderungen operierten, über bis zu 80 % gute Ergebnisse berichtet wurde. Meist sind diese Ergebnisse aber nicht reproduzierbar, da die Kriterien für die Beurteilung nicht exakt angegeben sind.

Abgesehen von den Todesfällen waren Lockerungen des Femurschaftes sowie Wundinfektionen die wesentlichsten Komplikationen. Die Schaftlockerung im Femur wird von ANDERSON et al. (2) mit ca. 10 % angegeben. Sie läßt sich heute durch sachgemäße Fixation der Alloarthroplastik mit Hilfe von Palacos weitgehend vermeiden. Treten auch nach Fixation mit Palacos Schaftlockerungen auf, so sind sie auf eine sterile Spätentzündung (157) oder eine tiefe Infektion (20) zurückzuführen. Auch die hohe Quote einer Endoprothesenwanderung nach distal und proximal, die ANDERSON (2) mit 22 bzw. 15 % angibt, dürfte heute bei Verwendung von Palacos kaum noch erreicht werden.

Wir sahen bei 5 Patienten (7,1 %) Wundinfektionen, ausschließlich durch Staph. aureus. Oberflächliche subkutane Infektionen wurden durch Lokalbehandlung sehr bald ausgeheilt, eine postoperative Fistel ohne Verbindung mit dem Prothesenbett heilte bis zur Nachuntersuchung mit konservativen Maßnahmen ebenfalls aus. Bei einer Patientin entwickelte sich ein schleichender Infekt, der schließlich zur Entfernung der Endoprothese in einer orthopädischen Klinik führte. Es bestand danach ein Zustand wie bei einer GIRDELSTONE-Plastik. Im Vergleich zu den im deutschsprachigen Raum erzielten Resultaten des infektfreien postoperativen Verlaufs bei der

Totalplastik des Hüftgelenks liegen unsere Zahlen relativ hoch. Verschiedene Autoren (13,22,181) geben Zahlen um 1,7 % an. Allerdings ist auch dort zu beachten, daß es sich bei den Patienten meistens um wesentlich jüngere Menschen in erheblich besserem Allgemeinzustand handelt. Auch hier wirkt sich die hohe Quote präoperativer Risikofaktoren aus.

7.3 Kasuistik

Im folgenden werden anhand von fünf Beispielen typische Verläufe sowie Komplikationen und Fehler nach teilprothetischem Hüftgelenkersatz besprochen.

Fall 1 (Pat. E.H., 91 J., Aufnahme-Nr. 831704982):

Die 91-jährige Patientin kam im Dezember 1971 wegen Rückenschmerzen in unsere I. Hilfe-Station. Die Röntgenuntersuchung der Lendenwirbelsäule ergab eine Skoliose der LWS und Arthrose der Lumbosacralgelenke. Während die Patientin auf einer Trage wartete, schlief sie ein, wachte plötzlich auf. Erschrocken sprang sie von der Trage, fiel hin und konnte nicht mehr aufstehen. Die sofortige Untersuchung zeigte die typischen Zeichen einer Schenkelhalsfraktur mit Verkürzung und Außenrotation des linken Beines. Die sofort durchgeführte Übersichtsaufnahme des Beckens bestätigte den klinischen Verdacht einer medialen Schenkelhalsfraktur links vom Typ PAUWELS III (Abb. 28a). Die Patientin wurde sogleich stationär aufgenommen und am nächsten Tag operiert. An präoperativen Risikofaktoren wies die Patientin EKG-Veränderungen im Sinne eines alten antero-lateralen Infarktes auf. Der intraoperative Verlauf war ebenso wie der postoperative frei von Komplikationen. Die Patientin stand am 2. postoperativen Tag auf und verließ in befriedigendem Allgemeinzustand und mit ausgezeichneter Gehfähigkeit nach insgesamt 21 Tagen die Klinik. Bei der Kontrolluntersuchung nach 23 Monaten zeigte die Patientin ein ausgezeichnetes subjektives Op.-Ergebnis. Es war

ihr ohne weiteres möglich, Treppen zu steigen und Schuhe zu

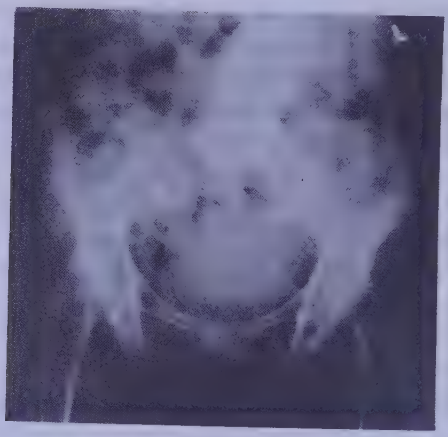

Abb. 28: Pat. E.H., Aufnahme-Nr. 831704982.
Beckenübersicht: Mediale Schenkelhalsfraktur links, Typ PAUWELS III.

binden. Über Schmerzen klagte sie minimal in der Hüfte nach sehr langem Laufen. Ihre Gehleistung war nicht begrenzt. Sie

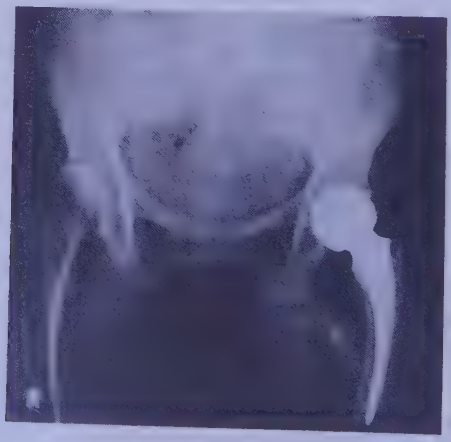

Abb. 29 Pat. E.H., Aufnahme-Nr. 831704982.
Röntgenkontrolluntersuchung nach 23 Monaten. Kein pathologischer Befund.

konnte mehr als eine Stunde spazierengehen. Die Röntgenübersichtsaufnahme des Beckens (Abb. 29) zeigte außer paraartikulären Verkalkungen keinen pathologischen Befund. Im Untersuchungsschema nach MERLE d'AUBIGNE konnte sie dreimal die Bewertung 6 erhalten. Sie benutzte lediglich aus Sicherheitsgründen - auch schon vor der Operation - einen Stock.

Fall 2 (Pat. E.C., 81 J., Aufnahme-Nr. 901101632):

Die Patientin war auf der Straße ausgeglitten und konnte sich nicht wieder erheben. Klinisch bestanden die Anzeichen einer Schenkelhalsfraktur rechts, die Röntgenuntersuchung bestätigte diesen Befund. Da die Kranke sich in einem reduzierten Ernährungszustand befand und außerdem elektrokardiographisch deutliche Zeichen der Rechtsherzbelastung nachweisbar waren, wurde sie zunächst 5 Tage präoperativ vorbereitet. Am 6. Tag des stationären Aufenthaltes erfolgte die Implantation einer Kopf-Hals-Prothese. Intraoperativ kam es zu einem Blutdruckabfall von 180 auf 70 mm Hg. Die Komplikation konnte aber durch Infusion von Plasmaexpandern leicht behoben werden. Der postoperative Verlauf war zunächst ungestört. Die Patientin stand 2 Tage später bereits auf. Am 4. Tag kam es zum akuten Auftreten von Atemnot mit Zeichen der Rechtsherzinsuffizienz. Die sofort eingeleiteten intensivmedizinischen Maßnahmen blieben erfolglos, so daß die Patientin unter dem Bild des Herz-Kreislaufversagens ad exitum kam. Die Sektion zeigte als Todesursache eine rechtsventrikuläre Herzinsuffizienz. Als Grundleiden wurden eine trivalvuläre Endokarditis mit frischem Rezidiv an den Aortenklappen, koronarsklerotische Herzmuskelschwielen, ein Lungenemphysem bei chronischer Bronchitis, sowie eine allgemeine Arteriosklerose diagnostiziert.

Fall 3 (Pat. Ch.S., 67 J., Aufnahme-Nr. 062310822):

Die Patientin war 1 1/2 Jahre vor dem stationären Aufenthalt bei uns wegen des Verdachtes auf eine Schultergelenktuberkulose in einer orthopädischen Klinik konservativ mit Gips und

und Tuberkulostatika behandelt worden. Da keine Befundbesserung eintrat, wurde dann eine Probeexcision im Bereich des rechten Schultergelenkes vorgenommen (Abb. 30). Das histo-

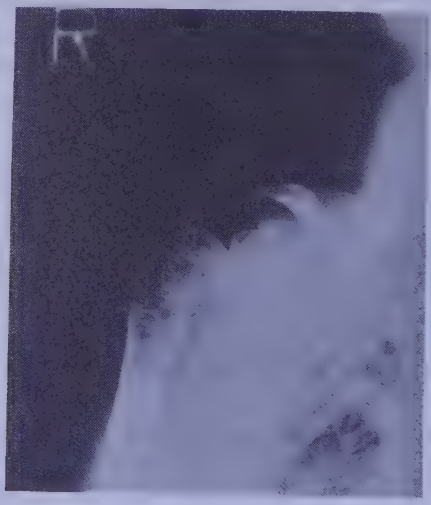

Abb. 30 Pat. Ch.S., Aufnahme-Nr. 062310822. Metastasen eines Mamma-Carcinoms im rechten Humeruskopf.

logische Bild zeigte die Metastase eines undifferenzierten Carcinoms. Bei der Durchuntersuchung fand sich ein Mamma-Carcinom links, weswegen die Patientin in die strahlentherapeutische Abteilung des Klinikum Steglitz überwiesen wurde. Die Strahlenbehandlung wurde zunächst stationär, dann ambulant durchgeführt, zusätzlich erhielt die Patientin Zytostatika. Nach der Entlassung war sie kurze Zeit beschwerdefrei. 9 Monate später wurde sie wegen Beschwerden im linken Hüftgelenk, die besonders nach Belastung auftraten, aufgenommen. Die Röntgenuntersuchung hatte eine pathologische Schenkelhalsfraktur ergeben (Abb. 31). Es lagen ausgeprägte präoperative Risikofaktoren vor. Die Kranke war in einem erheblich reduzierten Allgemeinzustand. Neben dem Grundleiden bestand ein Hypertonus von 200/100 mm Hg, das EKG zeigte einen pathologischen Linkstyp sowie biventrikuläre Repolarisationsstörungen. Außerdem wurde ein chronischer Harnwegsinfekt dia-

gnostiziert. Am linken Bein fand sich ein Ulcus cruris venosum.

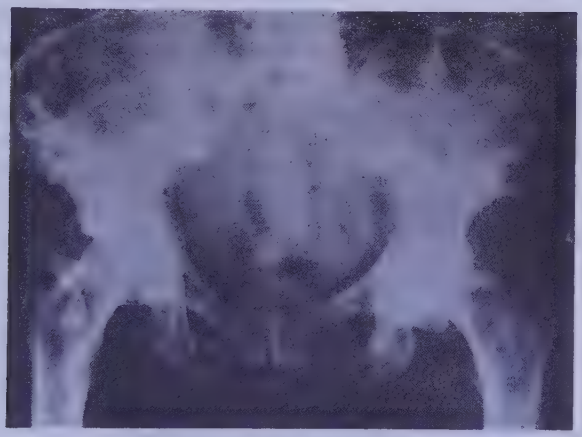

Abb. 31 Pat. Ch.S., Aufnahme-Nr. 062310822. Pathologische Schenkelhalsfraktur links bei Mamma-Carcinom.

5 Tage nach der stationären Aufnahme wurde der Patientin eine Kopf-Hals-Prothese implantiert; der intraoperative Verlauf war komplikationslos. Nach der Operation erholte sich die Kranke nur sehr langsam. Zur Durchführung einer Radio-Gold-Implantation in der Hypophyse wegen generalisierter Skelettmetastasierung wurde die Patientin auf die strahlentherapeutische Abteilung unseres Hauses verlegt. Hier verstarb sie einen Monat später unter dem Bild des Herz-Kreislaufversagens.

Fall 4 (Pat. I.D., 68 J., Aufnahme-Nr. 040411752):

Bei der 68-jährigen Patientin kam es nach einem Sturz auf der Straße zu einer medialen Schenkelhalsfraktur. Es bestanden außerdem erhebliche Risikofaktoren. Bei einem Hypertonus von

200/90 mm Hg waren im EKG deutliche Zeichen der Linksherzbelastung sowie Repolarisationsstörungen nachweisbar. Die Patientin litt an einem insulinpflichtigen Diabetes mellitus und bot zusätzlich das Bild eines Emphysemthorax. Nach gründlicher Vorbereitung wurde die Kranke 3 Wochen nach der stationären Aufnahme operiert. Postoperativ kam es am 5. Tag zu

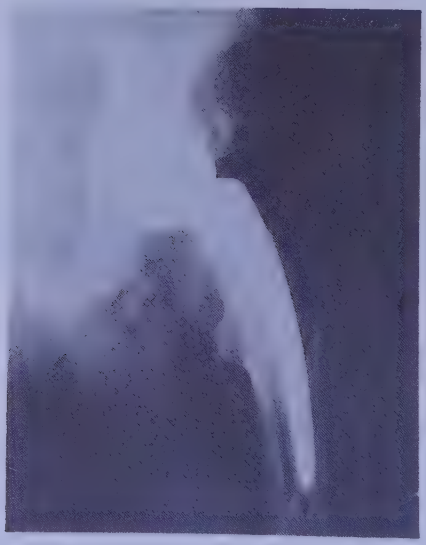

Abb. 32 Pat. I.D., Aufnahme-Nr. 040411752. Vermeidbare Fehler: Zu sparsame Resektion des Schenkelhalses und falsche Indikationsstellung.

einer flüchtigen Parese des N. VII, die aber bei der Entlassung nicht mehr nachweisbar war. Neurologischerseits wurde ein leichter apoplektischer Insult diagnostiziert. Außerdem kam es zu einer Wundheilungsstörung durch Staph. aureus. Bei der Nachuntersuchung 6 Monate später klagte die Patientin

sowohl über Schmerzen im Rücken als auch in der Hüfte und im Knie. Treppensteigen sei nur mühsam möglich gewesen, desgleichen das Schuhebinden. Die Gangleistung war auf 15 min beschränkt. Sie gab an, daß die Schmerzen etwa 3 bis 4 Wochen nach der Entlassung aufgetreten seien. Die objektive Untersuchung ergab folgendes Ergebnis nach MERLE d'AUBIGNE: Schmerzen 1, Beweglichkeit 3, Gehen 2. Die Röntgenkontrolluntersuchung zeigte, daß die Beschwerden durch eine zu sparsame Resektion des Schenkelhalses verursacht waren (Abb. 32). Dieser war um etwa 2-3 cm zu wenig reseziert worden. Außerdem war die Patientin mit 68 Jahren für einen hemialloarthroplastischen Eingriff zu jung. Deshalb wurde die Nachresektion des Schenkelhalses und das Einsetzen einer Totalprothese vorgeschlagen.

Fall 5 (Pat. G.P., 73 J., Aufnahme-Nr. 982309312):

Bei der Patientin mit einer linksseitigen Schenkelhalsfraktur wurde zunächst für 8 Tage eine Drahtextension angelegt, da wegen einer chronischen Pyelonephritis sowie elektrokardiographisch nachgewiesener biventrikulärer Repolarisationsstörungen und Linksherzbelastung ein sofortiger Eingriff kontraindiziert war. Nach einer Woche wurde die Patientin mit einer POHLschen Rohrlasche versorgt. Während des postoperativen Verlaufs kam es zusehends zu einer Dislokation des Kopffragmentes, so daß man sich zur hemialloarthroplastischen Versorgung entschloß (Abb. 33). Nach dem Zweiteingriff war die Patientin 3 Tage bettlägerig und konnte dann mit Vollbelastung sehr bald aufstehen. Bei der Materialentfernung im Zweiteingriff war es zu Schraubenbruch gekommen; der Schraubenanteil blieb intrafemoral liegen. Außerdem wurde der Femur mit der Raspel perforiert. Die Nachuntersuchung 23 Monate später zeigte ein sehr gutes subjektives Ergebnis (Abb. 34). Das Treppensteigen sowie das Schuhebinden war ohne weiteres möglich. Lediglich bei Wetterwechsel und beim Einschlafen klagte die Patientin über Schmerzen in der Hüfte. Die Gehleistung war nicht beschränkt und betrug mehr als eine Stunde.

Abb. 33 Pat. G.P., Aufnahme-Nr. 982309312. Zustand nach POHLscher Rohrlaschenverschraubung einer medialen Schenkelhalsfraktur. Problematische Indikationsstellung. Durch starke Schubkräfte auftretende Dislokation.

Im Untersuchungsschema nach MERLE d'AUBIGNE wurde die Patientin dreimal mit 5 bewertet. Die Röntgenübersichtsaufnahme bei der Verlaufskontrolle zeigte neben der abgebrochenen Schraube und der alten Perforationsstelle im dorso-lateralen Femurbereich subchondrale Sklerosierungsbezirke im Bereich der Gelenkpfanne.

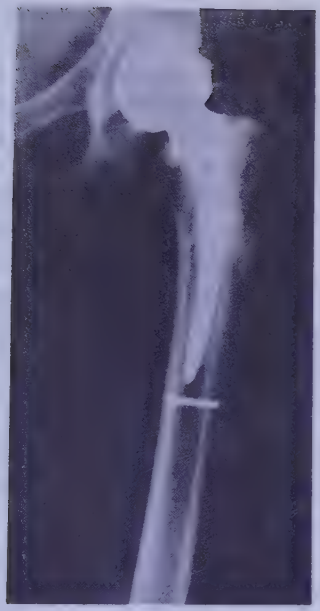

Abb. 34 Pat. G.P., Aufnahme-Nr. 982309312. Röntgenkontrolluntersuchung 23 Monate nach Teilprothese. Extrafemorales Palacos durch intraoperative Femurperforation. Intrafemoral liegende abgebrochene Schraube. Geringe subchondrale Sklerosierung der Hüftpfanne.

8. Zusammenfassung

In den Abschnitten 1 - 6 werden die theoretischen Grundlagen der Hüfthemialloarthroplastik dargelegt. Nach der Geschichte des Hüftgelenkersatzes (1.) werden die derzeit gebräuchlichen Modelle von Hüftprothesen vorgestellt (2.). Der Abschnitt (3.) befaßt sich anhand der bei der Implantation verwendeten Materialien Palacos und Protasul mit dem Problem der Fremdstoffimplantation. Die biologischen Grundlagen des Hüftgelenkersatzes werden in Abschnitt (4.) erläutert, die verschiedenen Behandlungsmöglichkeiten der medialen Schenkelhalsfraktur in (5.). Abgeschlossen wird der theoretische Teil durch die Diskussion der möglichen Komplikationen und Fehler bei der Hemialloarthroplastik (6.).

Anschließend (7.) wird über die Auswertung und Nachuntersuchung des eigenen Krankengutes berichtet. Wir hatten folgende Ergebnisse:

1. Vom März 1969 bis September 1973 wurden in der Chirurgischen Klinik des Klinikum Steglitz der FU Berlin 72 Hüftteilprothesen implantiert. Ausgewertet wurden 70 Krankenblätter.

2. 59 Patienten mit einem Durchschnittsalter von 77 Jahren wurden wegen traumatischer Schenkelhalsfrakturen operiert, bei 10 Kranken lagen Spontanfrakturen vor, einmal konnte der Unfallhergang nicht geklärt werden.

3. Von 70 Patienten hatten 63 zwei oder mehr Risikofaktoren; in Zusammenhang mit dem hohen Alter vieler Patienten erklärt dies die relativ lange stationäre Verweildauer von 34 Tagen, die lange postoperative Bettlägerigkeit von 13 Tagen sowie die hohe Letalität (17 Patienten).

4. Wir sahen eine hohe postoperative Komplikationsrate. Besonders häufig waren Todesfälle durch Herz-Kreislaufversagen.

5. Bei Anlegung sehr strenger Kriterien sind wir nach unserem heutigen Wissensstand der Auffassung, daß bei 12 Patienten die Indikation zum teilprothetischen Gelenkersatz nicht gegeben war; eine Totalprothese wäre in diesen Fällen besser gewesen.

6. Der überwiegende Teil der nachuntersuchten Patienten gab befriedigende subjektive Resultate an, objektiv zeigten etwa 2/3 der Operierten ein gutes bis sehr gutes Ergebnis.

7. Die zusammenfassende Auswertung des Krankengutes zeigt, daß die postoperativen Ergebnisse um so besser werden, je strenger die Indikation zur Teilprothese gestellt wird. Außerordentlich wichtig bleibt die präoperative internistische Vorbereitung besonders alter Patienten und der Kranken, die mit Risikofaktoren zur Operation kommen.

9. Literatur

1. AMSTUTZ, H.C.: Complications of total hip replacement. Clin. orthop. and related research 72 (1970) 123

2. ANDERSON, D.D., W.R. HAMSA, Th.L. WARING: Femoral head prothesis. J. Bone Jt. Surg. 46 A (1964) 1049

3. APLEY, A.G., W.F. MILLNER, A. PYRFORD, D.S. PORTER: A follow up study of Moor's arthroplasty in the treatment of osteoarthritis of the hip. J. Bone Jt. Surg. 51 B (1969) 638

4. BANDI, W.: Zur Versorgung der Schenkelhalsfrakturen mit Hüftendoprothesen. Helv. Chir. Acta 34 (1967) 455

5. BARR, J.S., J.F. DONOVAN, D.W. FLORENZE: Arthroplasty of the hip. J. Bone Jt. Surg. 46 A (1964) 249

6. BECK, H.: Erfahrungen mit der Hüftendoprothese nach Moore. Verh. Dt. Ges. Unfallk. 78 (1964) 132

7. BECK, H.: Technik und Ergebnisse bei 100 Hüftendoprothesen. Brun's Beitr. klin. Chir. 216 (1968) 148

8. BLENKE, B., H. SAILER: Die operative Versorgung pathologischer Frakturen. Dsch. Ärzteblatt 13 (1972) 747

9. BLÜMLER, G.: Vergleichende Untersuchungen über Art und Menge des Restmonomergehaltes bei dem Prothesenwerkstoff Diacryl JM. Dtsch. Stan. 15 (1965) 651

10. BÖHLER, L.: Die Technik der Knochenbruchbehandlung. W. Maudrich, Wien (1929)

11. BÖHLER, J.: Experimentelle Untersuchungen über die Ursachen der sog. Kopfnekrose nach Verrenkungen und Verrenkungsbrüchen des Hüftgelenks. Chirurg 24 (1953) 344

12. BOITZY, A., H. ZIMMERMANN: Komplikationen bei Totalprothesen der Hüfte. Arch. orthop. Unfall-Chir. 66 (1969) 192

13. BOITZY, A.: Allgemeine operative Komplikationen bei Totalprothesen der Hüfte. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 43

14. BOYD, H.B., J.E. SALVATORE: Acute fracture of femoral head: Internal fixation or prothesis. J. Bone Jt. Surg. 46 A (1964) 1066

15. BREUMER, R.A., A.M. JELLIFE: The managment of pathological fracture of the major long bones from metastatic cancer. J. Bone Jt. Surg. 40 B (1958) 652

16. BRETTLE, J.: A survey of the literatur on metallic surgical implants. Injury 2 (1970) 26

17. BUCHHOLZ, H.W.: Arthroplastik bei medialen Schenkelhalsfrakturen, Halspseudarthrosen und Kopfnekrosen. Bull. de la Soc. intern. de Chir. 1 (1969) 5

18. BUCHHOLZ, H.W.: Das künstliche Hüftgelenk. Mat. med. Nordmark 21 (1969) 3

19. BUCHHOLZ, H.W.: Traumatologie des Hüftgelenks. Chirurg 41 (1970) 62

20. BUCHHOLZ, H.W.: Die tiefe Infektion, ein zentrales Problem der Gelenkersatzoperation. Mat. med. Nordmark 25 (1973) 1

21. BUCHHOLZ, H.W.: Das künstliche Hüftgelenk, Modell St. Georg. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 81

22. BUCHHOLZ, H.W.: Die tiefe Infektion bei der totalen Endoprothese. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 153

23. BUCHHOLZ, H.W. und H. ENGELBRECHT: Über die Depotwirkung einiger Antibiotica bei Vermischung mit dem Kunstharz Palacos. Chirurg 41 (1970) 511

24. BUCHHOLZ, H.W., H.D. GARTMANN: Infektionsprophylaxe und operative Behandlung der schleichenden tiefen Infektion bei der totalen Endoprothese. Chirurg 43 (1972) 446

25. BÜRKLE de la CAMP, H.: Fehler und Gefahren der Alloarthroplastik in der Knochen- und Gelenkchirurgie. Langenbeck's Arch. klin. Chir. 189 (1958) 463

26. BURDZIK, G., W. WUENSCH: Zur Frage der periartikulären Verknöcherungen und Verkalkungen nach Hüftgelenksplastiken. Z. f. Orthop. 83 (1953) 80

27. CHAPCHAL, G.: Ergebnisse der Endoprothesenplastik der Hüfte unter besonderer Berücksichtigung der Mißerfolge. Verh. Dt. orthop. Ges. 44 (1956) 66

28. CHAPCHAL, G.: Orthopädische Chirurgie und Traumatologie. Enke, Stuttgart (1965)

29. CHARNLEY, J.: The lubrication of animal joint in relation to surgical reconstruction by arthroplasty. Ann. rheum. Dis. 19 (1960) 19

30. CHARNLEY, J.: How our joints are lubricated. Triangle 4 (1960) 175

31. CHARNLEY, J.: Anchorange of the femoral head prothesis to the shaft of the femur. J. Bone Jt. Surg. 42 B (1960) 28

32. CHARNLEY, J.: Arthroplasty of the hip. A new Operation. Lancet (1961) 1129

33. CHARNLEY, J.: The bonding of prothesis to bone by cement. J. Bone Jt. Surg. 46 B (1964) 516

34. CHARNLEY, J.: A biochemical analysis of the use of cement to anchor the femoral head prothesis. J. Bone Jt. Surg. 47 B (1965) 354

35. CHARNLEY, J.: Total prothetic replacement of the hip joint using a socket of high density polyethylene. Clutre for hip surgery Wrightington Hospital Publication No. 1 (1966)

36. CHARNLEY, J.: Ersatz des Hüftgelenks durch Totalprothese. Triangel 8 (1969) 211

37. CHARNLEY, J.: Acrylic cement in orthopaedic surgery. Livingstone, Edingburgh (1970)

38. CHARNLEY, J.: Total hip replacement by low friction arthroplasty. Clin. orthop. 72 (1970) 7

39. CHARNLEY, J.: The reaction of bone to self curing acrylic cement. J. Bone Jt. Surg. 52 B (1970) 340

40. CHRISTIANSEN, T.: A new hip prothesis with trunnion-bearing. Acta Chir. scand. 135 (1969) 43

41. CONTZEN, H.: Biologische und technische Probleme bei der alloplastischen Verwendung von Kunststoffen und Metallen. Symposion "Kunststoffe in der Chirurgie" Innsbruck, International Colleg of Surgeons (1969)

42. CONTZEN, H., F. STRAUMANN, E. PASCHKE: Grundlagen der Alloplastik mit Metallen und Kunststoffen. G. Thieme, Stuttgart (1967)

43. COTTA, H., K.P. SCHULITZ: Komplikationen der Hüftalloarthroplastik durch periartikuläre Gewebereaktionen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 69 (1970) 39

44. COTTA, H., K. ROSSAK, K.P. SCHULITZ: Besondere Indikationen zum alloarthroplastischen Ersatz des Hüftgelenks. Med. Klinik 65 (1970) 2164

45. COTTA, H., K.P. SCHULITZ: Der totale Hüftgelenkersatz. Grundlagenforschung, Indikationen, Komplikationen, Ergebnisse und Begutachtung. G. Thieme, Stuttgart (1973)

46. DOČKAL, C.: Korrosionsverhalten von Implantatwerkstoffen für künstliche Gelenke. Technische Rundschau Sulzer (1972) (Forschungsheft) 14

47. EXNER, G.: Künstlicher Gelenkersatz. Dsch. Ärzteblatt 8 (1971) 545

48. FELSENREICH, F.: Operative Behandlung der frischen medialen Schenkelhalsfraktur. W. Maudrich, Wien (1937)

49. FISCHER, A.W., E. GOHRBANDT, F. SAUERBRUCH: Die Operationen an der unteren Extremität. Bd. VI der chirurg. Operationslehre. J.A. Barth, Leipzig (1958)

50. FISHER, A.A.: Allergic sensitization of skin and oral mucosa to acrylic resin denture materials. J. prosth. Dent. 6 (1956) 593

51. FRANCILLON, M.R.: Hüftgelenksplastiken. Indikation - Technik - Resultate. Schweiz. Med. Wschr. 35 (1954) 1024

52. FRANKEL, V.H.: The femoral neck. Funktion, fracture, mechanism, internal fixation. Almquist u. Witzsell Göteborg-Stockholm-Uppsala (1960)

53. FRIEDEBOLD, G.: Die Alloarthroplastik und ihre speziellen Indikationen. Chir. plast. et reconstr. 4 (1967) 88

54. FRIEDEBOLD, G.: Fehlerquellen bei Alloarthroplastiken der Hüfte und ihre Vermeidung. Z. f. Orthop. 105 (1969) 553

55. FRIEDEBOLD, G.: Erwiederung. Z. Orthop. 110 (1972) 537

56. FRIEDEBOLD, G., L. HANSLIK, H. RADLOFF, M. WEIGERT, W. GERBIG: Ergebnisse der totalen Alloarthroplastik der Hüfte. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 102

57. FUCHS, G.: A new endoprothesis, made from vitallium, as substitute for large resection defects on the proximal end of the femur. Chirurg 37 (1966) 422

58. GANZ, R., A. RÜTER: Alloarthroplastischer Ersatz des Hüftgelenks bei Knochentumoren und tumorartigen Veränderungen. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 63

59. GLUCK, Th.: Die Invaginationsmethode der Osteo- und Arthroplastik. Berlin. klin. Wschr. 33 (1890) 732

60. GOEBEL, G., J. OHNSORGE: Stand der experimentellen Untersuchungen zur Wechselwirkung zwischen Palacos und Lagergewebe: thermische oder toxische Schädigung? In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 164

61. GRAF, R.: Häufigkeit und Entwicklung von traumatisch bedingten Schenkelhalskopfnekrosen. Zbl. Chir. 84 (1959) 550

62. GRAF, R.: Pathologische Anatomie des Schenkelhalsbruches und seiner Komplikationen. Verh. Dtsch. Ges. Unfallheilk. 78 (1964) 116

63. HACKENBROCH, H.: Der heutige Stand des Gelenkersatzes. Münch. med. Wschr. 116 (1974) 259

64. HÄRTEL, E., W. GÖRDES: Spätergebnisse von Pfannendachplastiken. Z. Orthop. 107 (1970) 582

65. HARRISON, J.H., D.S. SWANSON, A.F. LINCOLN: A comparison of the tissue reactions to plastic materials. Arch. Surg. 74 (1957) 139

66. HEINZE, R.: Kunststoffe in der Medizin. J.A. Barth, Leipzig (1955)

67. HELLWIG, R.: Über die Form des menschlichen Hüftgelenks. Int. Z. Anat. Physiolog. 16 (1916) 59

68. HENKEL, G.: Die Höhe der Restmonomerabgabe von verschiedenen Kunststoffen. Dtsch. Zahn-Mund- u. Kieferheilk. 35 (1961) 377

69. HESSERT, G.R.: Wie rotiert die Rotationstotalendoprothese des Hüftgelenks in vivo? Arch. orthop. Unfall-Chir. 68 (1970) 343

70. HESSERT, G.R.: Die Kopfrotation der Weber-Huggler-Prothese. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 50

71. HESSERT, G.R.: Gleitflächenveränderungen an Totalprothesen. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 44

72. HESSERT, G.R., G. RUCKDESCHEL: Antibiotische Wirksamkeit von Mischungen des Polymethylmethakrylats mit Antibiotika. Arch. orthop. Unfall-Chir. 68 (1970) 249

73. HIPP, E.: Die Gefäße des Hüftkopfes. Enke, Stuttgart (1962)

74. HIPP, E.: Zur Entstehung der posttraumatischen Hüftkopfnekrosen. Fortschr. Med. 80 (1962) 553

75. HIPP, E.: Die Nekrose des Hüftkopfes, eine Komplikation nach verschiedenen Hüftverletzungen und die Möglichkeiten zur Wiederherstellung einer Geh- und Belastungsfähigkeit. Therap. Gegenw. 102 (1963) 534

76. HOHMANN, D.: Allgemeine und besondere Indikationen der Totalalloplastik des Hüftgelenks. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 53

77. HOMSY, C.A., H.S. TULLOS, J.W. KING: Physiological sequel from implantation of rapid- cure compouds. J. Bone Jt. Surg. 51 A (1969) 805

78. HOMSY, C.A., H.S. TULLOS, J.W. KING: Evaluation of rapid - cure acrylic compound for prothesis stabilization. Clin. Orthop. 67 (1969) 169

79. HOPPE, W.: Tierexperimentelle Untersuchungen über Gewebereaktion auf Injektion von autopolymerisierendem Kunststoff. Dtsch. zahnärztl. Z. 11 (1956) 837

80. HUGGLER, A.H.: Die Alloarthroplastik des Hüftgelenks mit Femurschaft- und Totalendoprothesen. G. Thieme, Stuttgart (1968)

81. HUGGLER, A.H.: On modification of total prothesis. Wiederherstellungschir. u. Traum. 11 (1969) 63

82. HUGGLER, A.H., M.R. FRANCILLON: Zur Hüftarthroplastik nach Charnley. Schweiz. Med. Wschr. 93 (1963) 297

83. HULLIGER, L.: Untersuchungen über die Wirkung von Kunstharzen (Palacos und Ostamer) in Gewebekulturen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 54 (1962) 581

84. JUDET, J., R. JUDET: The use of an artificial femoral head for arthroplasty of the hip joint. J. Bone Jt. Surg. 32 B (1950) 66

85. JUDET, R., J. JUDET: Technique and results with the acrylic femur head prothesis. J. Bone Jt. Surg. 34 B (1952) 173

86. JUDET, R.: Experiences of hip arthroplasties by acrylic prothesis since 1946. J. Bone Jt. Surg. 368 (1954) 691

87. KAWAHARA, H.: Toxicity of methyl acrylate. Farmakol. i. Toksikol. 17 (1954) 49

88. MC KEE, G.K.: Artificial hip joint. J. Bone Jt. Surg. 33 B (1951) 465

89. MC KEE, G.K.: Development of total prothesis replacement of the hip. Clin. orthop. 72 (1970)

90. MC KEE, G.K., J. WATSON-FARRAR: Replacement of the arthritic hips by the Mc Kee-Farrar prothesis. J. Bone Jt. Surg. 48 B (1966) 245

91. KNÖFLER, W.E.: Spätergebnisse der Hüftgelenksalloplastik. Beitr. Orthop. u. Traum. 4 (1963) 337

92. KÖNIG, K.: Die Restmonomerabgabe bei kieferorthopädischen Apparaten aus schnellhärtendem Kunststoff. Dtsch. Stomat. 16 (1966) 816

93. KOSSYK, W., A.N. WITT: Die Behandlung schwerer Hüftgelenksfrakturen. Münch. med. Wschr. 116 (1974) 237

94. KREBS, H.: Zur operativen Behandlung der Schenkelhalsfraktur. Archiv. f. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 215

95. KRÖSEN, A.: Experimentelle Untersuchungen zur Bestimmung der Oberflächentemperaturen des auspolymerisierten Knochenzements Palacos. Diss. Köln (1970)

96. KRUSE, G.-H.: Über eine totale Ankylosierung nach Hüftendoprothesenplastik. Dtsch. Gesundh. 24 (1969) 2072

97. KÜNTSCHER, G.: Die Marknagelung. W. Saenger, Berlin (1950)

98. LANGE, M., E. HIPP: Die Bedeutung der Hüftgelenksplastik bei Nekrose des Hüftkopfes nach Schenkelhalsfraktur. Dsch. Med. Journ. 17 (1966) 292

99. LEITZ, G.: Prognose und therapeutische Konsequenzen bei medialen Schenkelhalsfrakturen. Archiv f. orthop. Unfall-Chir. 59 (1966) 328

100. LEXER, E.: Wiederherstellungschirurgie. J.A. Barth, Leipzig (1920)

101. LEXER, E.: Die freien Transplantationen. Neue Deutsche Chirurgie. F. Enke, Stuttgart (1924)

102. LUBINUS, H.H.: Totale Hüftendoprothese unter Verwendung des Systems Brunswik. Med. Mschr. 24 (1970) 296

103. LUBINUS, H.H., U. JACOBSEN: Erfahrungen mit dem totalen Hüftersatz unter Verwendung des Systems Brunswik und eines dorso-lateralen Zugangs. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 92

104. LULU, D.J.: Femoral head prothesis: thirteen jears experience. Am. Surg. 35 (1969) 418

105. LUNCEFORD, E.M.: Use of the Moore self-locking vitallium prothesis in acute fractures of the femoral neck. J. Bone Jt. Surg. 47 A (1965) 832

106. MAURER, G., H. SCHOLZE: Unsere Erfahrungen mit der Alloarthroplastik am Hüftgelenk. Chir. plast. et reconstr. 7 (1970) 69

107. MERLE d'AUBIGNE, R., P. MAURER: Résultats des arthroplasties cervico-céphalique dans la chirurgie de la hanche. Rev. Chir. orthop. 42 (1956) 19

108. MITTAG, C. u. G. MITTAG: Verlauf und Spätschicksal von 300 Schenkelhalsfrakturen. Chirurg 27 (1956) 224

109. MOHR, H.J.: Gewebsschädigung durch Polymethylmetakrylat. Verh. Dtsch. Ges. Path. 39 (1955) 212

110. MOHR, H.J.: Tumorentwicklung um Fremdkörper im Tierversuch. Verh. Dtsch. Ges. Path. 42 (1958) 461

111. MOHR, H.J.: Pathologische Anatomie und kausale Genese der durch selbstpolymerisierendes Methakrylat hervorgerufenen Gewebsveränderungen. Z. ges. exp. Med. 130 (1958) 41

112. MOORE, A.: Metal hip joint. A new self-locking Vitalliumprothesis. Sth. med. J. 45 (1952) 1015

113. MOORE, A.T.: The self-locking metal hip prothesis. J. Bone Jt. Surg. 39 (1957) 811

114. MÜLLER, M.E.: Les prothèses totales dans la chirurgie de la hanche. Rev. Chir. orthop. 49 (1963) 273

115. MÜLLER, M.E.: Zugänge am Hüftgelenk. Hefte z. Unfallheilk. 91 (1967) 25

116. MÜLLER, M.E.: Gelenkplastiken am Hüftgelenk. Chir. plast. et reconstr. 7 (1970) 59

117. MÜLLER, M.E., A. BOITZY: Les prothèses totales de la hanche en protasul. AO-Bulletin, Bern (1968)

118. MÜLLER, M.E., M. ALLGÖWER, H. WILLENEGGER: Manual der Osteosynthese. Springer, Berlin-Heidelberg-New York (1969)

119. NEFF, G.: Fehler und Gefahren bei Hüftoperationen. Langenbecks Arch. klin. Chir. 284 (1956) 693

120. ODEN, E.M., H. STANDER, M.J. WEINSTEIN: Mikrobiological assay of gentamicin. Antimicrob. Agents Chemother. (1963) 8

121. OHNSORGE, J., G. GOEBEL: Oberflächentemperatur des abhärtenden Knochenzements Palacos beim Verankern von Metallprothesen im Oberschenkelmarkraum. Arch. orthop. Unfall-Chir. 67 (1969) 89

122. OHNSORGE, J. G. GOEBEL: Die Verwendung von unterkühlten Metallprothesen in der Hüftchirurgie. Z. f. Orthop. 107 (1970) 683

123. OPPENHEIMER, B.S., E.T. OPPENHEIMER, I. DANISHEFSKY, A.P. STOUT, F.R. EIRICH: Further studies of polymers as carcinogenic agents in animals. Cancer Res. 15 (1955) 333

124. OSINTSEVA, V.P., L.E. BESPALKO, A.M. ZUBETS: Methylcrylate action on the organism of albino rats. Farmakol. i. Toksikol. 33 (1970) 631

125. OTT, G.: Fremdkörpersarkome. Experimentelle Medizin, Pathologie und Klinik 32. Springer, Berlin-Heidelberg-New York (1970)

126. PANTUCEK, M.: On the metabolic pathway of methylmethacrylate. F.E.B.S. Letters 2 (1969) 206

127. PARRISH, F.F., J.A. MURRAY: Surgical treatment for secondary neoplastic fractures. J. Bone Jt. Surg. 52 A (1970) 669

128. PAUWELS, F.: Der Schenkelhalsbruch, ein mechanisches Problem. F. Enke, Stuttgart (1935)

129. PAUWELS, F.: Bedeutung und kausale Erklärung der Spongiosaarchitektur in neuerer Auffassung. Sitzungsbericht der Anatomen-Tagung in Bonn. Ärztl. Wschr. 3 (1948) 379

130. PAUWELS, F.: Grundsätzliches über Indikation und Technik der "Umlagerung" bei Schenkelhalspseudarthrose. Langenbecks Arch. klin. Chir. 262 (1949) 404

131. PAUWELS, F.: Grundsätzliches über Indikation und Technik der Hüftgelenksplastik. Arch. klin. Chir. 276 (1953) 322

132. PAUWELS, F.: Spätfolgen der Schenkelhalsfraktur. Hefte z. Unfallheilk. 45 (1953) 22

133. PAUWELS, F.: Die Bedeutung der Biomechanik für die Orthopädie. IX. Congr. Intern. Chir. orthop. et de Traumatol. II. Vienna. Verlag der Wiener Med. Akademie (1965)

134. PAUWELS, F.: Gesammelte Abhandlungen zur funktionellen Anatomie des Bewegungsapparates. Springer, Berlin-Heidelberg-New York (1965)

135. PAUWELS, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte. Springer, Berlin-Heidelberg-New York (1973)

136. PROBST, J.: Probleme der Behandlung des medialen Schenkelhalsbruches. Verh. Dtsch. Ges. f. Unfallheilk. 78 (1964) 104

137. PUTTI, V.: Die operative Behandlung der Schenkelhalsbrüche. F. Enke, Stuttgart (1942)

138. RAJNES, L.A.: Über die Toxizität von Methylmethakrylat. Zbl. Arbeitsmed. 9 (1959) 275

139. RAUCH-PUNTIGAM, H., T. VÖLKER: Akryl- und Methakrylverbindungen. Springer, Berlin-Heidelberg-New York (1967)

140. RETTIG, H.: Die Hüftarthroplastik mit Spezialendoprothese. Z. Orthop. 82 (1952) 290

141. RETTIG, H., R. SCHÄFER: Zur Behandlung von Spätschäden nach Schenkelhalsfrakturen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 59 (1966) 138

142. RING, P.A.: Total hip replacement. Proc. Roy. Soc. Med. 60 (1967) 281

143. ROGGATZ, J.: Veränderungen im Weichteillager nach Implantation von Methylmethakrylat - Experimentelle Untersuchungen mit abhärtendem und festem Palacos. In: Cotta, H. K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 193

144. ROGGATZ, J., G. ULLMANN: Tierexperimentelle Untersuchungen über die Reaktion des Weichteillagers auf flüssiges und auspolymerisiertes Palacos. Arch. orth. Unfall-Chir. 68 (1970) 282

145. ROSEMEYER, B.: Totalprothese und kleine Glutaeen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 76 (1973) 114

146. ROSEMEYER, B., M. JÄGER, A.N. WITT: Femurfrakturen bei Totalprothesen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 76 (1973) 40

147. RUCKELSHAUSEN, M.C.: Technische Entwicklung der Hüftendoprothesen. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 1

148. RUCKELSHAUSEN, M.C.: Haltbarkeitserwartung von Hüfttotalprothesen in Abhängigkeit von Verschleiß, Reibungskoeffizienten und Kopfdurchmesser. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 28

149. SAEGESSER, M.: Spezielle chirurgische Therapie. H. Huber, Bern-Stuttgart-Wien (1972)

150. SALEM, G.: Erfahrungen bei 798 Schenkelhalsfrakturen. Langenbecks Arch. klin. Chir. 268 (1951) 602

151. SALVATI, E.A., R.H. FREIBERGER, P.D. WILSON: Arthrography for complications of total hip replacement. J. Bone Jt. Surg. 53 A (1971) 701

152. SEMLITSCH, M.: Oberflächenuntersuchungen an Metallen und Kunststoffen für künstliche Hüftgelenke mit dem Rasterelektronenmikroskop. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 73

153. SMITH-PETERSEN, M.N.: Arthroplasty of the hip. A new method. J. Bone Jt. Surg. 21 (1939) 269

154. SMITH-PETERSEN, M.N.: Evolution of mould arthroplasty of the hip joint. J. Bone Jt. Surg. 30 B (1948) 59

155. SOBOTTA, J., H. BECHER: Atlas der deskriptiven Anatomie des Menschen. Urban u. Schwarzenberg, München-Berlin (1957)

156. SZYSZKOWITZ, R.: Einbau und Abbau von Knochenzement bei Kombinationsosteosynthesen im Tierversuch. Arch. orthop. Unfall-Chir. 71 (1971) 71

157. SZYSZKOWITZ, R.: Zur Problematik der Knochenzementimplantation. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 171

158. SCHEUBA, G.: Die Osteosynthese mit dem Kunstharz Palacos. Chirurg 37 (1966) 506

159. SCHINK, W., W. SPIER: Die Implantation der Moore-Prothese. Chir. Prax. 10 (1966) 533

160. SCHULITZ, K.P.: Paraartikuläre Gewebereaktion am Weichteillager. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 209

161. SCHULITZ, K.P., H. KOCH, H.P. DUSTMANN: Lebensbedrohliche Sofortkomplikation nach Einsetzen von Totalendoprothesen mit Polymethylmethakrylat. Arch. orthop. Unfall-Chir. 71 (1971) 307

162. SCHULITZ, K.P., W. PUHL: Die Polymerisation von Knochenzement - morphologische Untersuchungen. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 160

163. SCHULITZ, K.P., B. SCHÖNING: Antibiotikazusatz zum Knochenzement oder nicht? Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 31

164. SCHWEIKERT, C.-H., R. RAHMANZADEH, F. GAIAO, D. WESSINGHAGE: Der totalprothetische Hüftgelenkersatz. Dtsch. Med. Wschr. 96 (1971) 627

165. SPEALMAN, C.R., R.J. MAIN, H.B. HAAG, P.S. LARSON: Monomeric methylmethacrylate, studies on toxicity. Indust. Med. 14 (1945) 292

166. THOMAS, T.H., J.C. SUTHERLAND, T.D. WATERHOUSE: A clinical study of the cardiovascular side effect during hip joint replacement. Anaesthesia 26 (1971) 298

167. THOMPSON, F.R.: 2 1/2 years experience with a vitallium intramedullary hip prothesis. J. Bone Jt. Surg. 35 A (1953) 1032

168. THOMPSON, J.R., S.D. ENTIN: Primary extraskeletal chondrosarcoma. Report of a case arising in conjunction with extrapleural lucite ball plombage. Cancer 23 (1969) 936

169. TOWERS, A.G.: Viability of common pathogens in cold-curing acrylic resin used in orthopaedic surgery. Brit. med. J. (1966) 1046

170. TRUETA, J.: The normal vascular anatomy of the human femoral head during growth. J. Bone Jt. Surg. 39 B (1957) 358

171. TRUETA, J.: The vascular factor in the prognosis. H. Unfallheilk. 97 (1968) 18

172. TRUETA, J., M.H.M. HARRISON: The normal vascular anatomy of femoral head in adult man. J. Bone Jt. Surg. 35 B (1953) 442

173. UNGETHÜM, M., H. ZENKER: Abrieb- und Oberflächenuntersuchungen bei der Totalprothese nach Mc Kee-Farrar. Arch. orthop. Unfall-Chir. 76 (1973) 212

174. VENABLE, C.S., W.G. STUCK: The effects on bone of the presence of metals based upon electrolysis. An experimental study. Am Surg. 55 (1938) 917

175. VOSS, C.: Die temporäre Hängehüfte. Verh. Dtsch. orthop. Ges. 43 (1956) 351

176. WANIKEL, R., R. MAATZ, H. JUGE, W. LENZ: Knochenbrüche und Verrenkungen. Urban u. Schwarzenberg, München-Berlin-Wien (1967)

177. WACHSMUTH, W.: Die Operationen an den Extremitäten, Teil II. In: Guleke, N., R. Zenker: Allgemeine und spezielle chirurgische Operationslehre. Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg (1956)

178. WAHLIG, H., H.W. BUCHHOLZ: Experimentelle und klinische Untersuchungen zur Freisetzung von Gentamycin aus einem Knochenzement. Chirurg 43 (1972) 441

179. WEBER, B.G.: Die Rotations-Totalprothese des Hüftgelenks. Z. Orthop. 107 (1970) 304

180. WEBER, B.G., G. STÜHMER, R. MEIERHANS: Sterile Operationsboxen. Z. Orthop. 72 (1970) 79

181. WEBER, B.G., G. STÜHMER: Gute und schlechte Erfahrungen mit der Totalprothese des Hüftgelenks. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 118

182. WEIGERT, M., G. FRIEDEBOLD, H. KLEMS: Fehler und Gefahren beim totalen Hüftgelenkersatz. Z. Orthop. 109 (1971) 659

183. WEIGERT, M., H. KLEMS, G. FRIEDEBOLD: Die Frühluxation der Weber-Huggler-Prothese. Arch. orthop. Unfall-Chir. 77 (1973) 52

184. WERNER, R.: Über den Einfluß von Kunststoffmonomeren, primären und sekundären Polymerisaten auf die Blutkörperchensenkungsgeschwindigkeit. Arch. Ohr.-, Nas.- und Kehl.-Heilk. 184 (1964) 129

185. WERNER, R.: Über den Einfluß verschiedener Kunststoffmonomere auf den Zellstoffwechsel. Arch. Ohr.-, Nas.- u. Kehlk.-Heilk. 181 (1965) 834

186. WERNER, R.: Über den Einfluß von Kunststoff-Monomeren auf die Serum-Eiweißkörper. Arch. Ohr.-, Nas.- u. Kehlk.-Heilk. 184 (1965) 506

187. WILLENEGGER, H., R. SCHENK, W. BANDI: Die Anwendung von Feinsubstanzen in der Knochenchirurgie. Med. Mitt. (Melsungen) 100 (1963) 2487

188. WILLERT, H.G.: Die Reaktion des knöchernen Implantatlagers auf Methylmethakrylatknochenzement. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 182

189. WILLERT, H.G., P. PULS: Die Reaktion des Knochens auf Knochenzement bei der Alloarthroplastik der Hüfte. Arch. orthop. Unfall-Chir. 72 (1972) 33

190. WILLERT, H.G., M. SEMLITSCH: Die Reaktionen der periartikulären Weichteile auf Verschleißprodukte von Endoprothesenwerkstoffen. In: Cotta, H., K.P. Schulitz: Der totale Hüftgelenkersatz. G. Thieme, Stuttgart (1973) 199

191. WILTSE, L.L., R.H. HALL, J.C. STENEHJEM: Experimental studies regarding the possible use of self-curing acrylic in orthopaedic surger. J. Bone Jt. Surg. 39 A (1957) 961

192. WITT, A.N.: Fortschritte in der Behandlung der Kopfnekrose bei Schenkelhalsbrüchen. Schweiz. med. Wschr. 93 (1963) 278

193. WITT, A.N.: Probleme des Gelenkersatzes. Münch. med. Wschr. 111 (1969) 1781

194. WITT, A.N., M. JÄGER: Die primäre Alloarthroplastik bei medialen Schenkelhalsfrakturen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 63 (1968) 1

195. WITT, A.N., M.H. HACKENBROCH: Die Therapie der Hüftgelenksarthrosen mit Totalendoprothesen. In: Rütt, A.: Die Therapie der Coxarthrosen. G. Thieme, Stuttgart (1969)

196. WITT, A.N., M.H. HACKENBROCH, W.R. HEPP: Zur Operationstechnik bei Grenzindikationen der Hüftarthroplastik bei Totalprothesen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 69 (1970) 148

197. WIZGALL, J.: Vergleichende Untersuchungen bei der Implantation von Hüftgelenkstotalprothesen. Arch. orthop. Unfall-Chir. 75 (1973) 65

Herrn Prof. Dr. med. R. Häring danke ich für die Überlassung des Themas und für die Unterstützung bei der Fertigstellung der Arbeit.

Lebenslauf

7.12.1943 geboren in Berlin.

1950 - 1963 Schulbesuch in Berlin.

1963 Abitur in Berlin

WS 1963/64 Veterinärmedizinstudium an der FU Berlin.

1964 Vorphysikum.

WS 1964/65 Humanmedizinstudium an der FU Berlin.

1966 Physikum an der FU Berlin.

24.7.1970 Staatsexamen an der FU Berlin.

1.10.1970 - 30.11.1970 Medizinalassistent an der Universitäts-Frauenklinik der FU Berlin.

1.12.1970 - 30.9.1971 Medizinalassistent in der Grunewaldklinik in Berlin.

12.7.1971 Heirat mit der Ärztin Ursula Olms.

10.11.1971 Beginn der chirurgischen Facharztausbildung am Städt. Krankenhaus Wilmersdorf.

6.1.1973 wissenschaftlicher Assistenzarzt an der Chirurgischen Klinik des Klinikum Steglitz der FU Berlin.

4.11.1973 Geburt unseres Sohnes Alexander.

B. Ladewig - Dissertationsdruck - 1 Berlin 12 - Pestalozzistraße 106
Tel.: 3 12 88 85 - 3 13 81 98